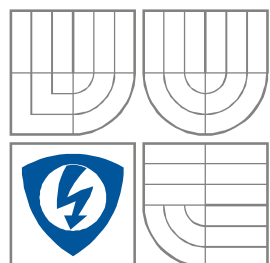


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ
ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

NÁVRH KARDIOSTIMULÁTORU TYPU ON DEMAND V LABVIEW

DESIGN OF ON DEMAND CARDIAC PACEMAKER IN LABVIEW

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

MICHAELA BOROVIČKOVÁ

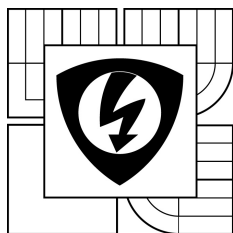
AUTHOR

VEDOUCÍ PRÁCE

Ing. JIŘÍ SEKORA

SUPERVISOR

BRNO, 2010



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor
Biomedicínská technika a bioinformatika

Student: Michaela Borovičková

Ročník: 3

ID: 106161

Akademický rok: 2009/10

NÁZEV TÉMATU:

Návrh kardiostimulátor typu On Demand v LabVIEW

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Seznamte se s principem funkce kardiostimulátoru typu On Demand a s algoritmy detekce R vlny. Navrhněte blokové schéma kardiostimulátoru typu On Demand s využitím vybraných algoritmů detekce R vlny.

V prostředí LabVIEW realizujte kardiostimulátor typu On Demand s využitím vybraných algoritmů detekce R vlny. V práci zhodnoťte a porovnejte použití daných detektorů R vlny. Virtuální kardiostimulátor testujte na dostupných EKG záznamech. Uživatelské prostředí musí umožňovat volbu detektoru, musí zobrazovat aktuální tepovou frekvenci a musí indikovat R vlnu i generovaný stimulační impuls.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] American Heart Association: Pacemakers. [online]. Poslední aktualizace 2008-05. Dostupný z <<http://www.americanheart.org>>.

[2] Wrublewski, T.A., Ying S., Pittel, A.: R-wave Detection Using A Single-chip Microcomputer. IEEE International Conference, 1990. Engineering in Medicine and Biology Society. ISBN: 0-87942-559-8.

Termín zadání: 8.2.2010

Termín odevzdání: 31.5.2010

Vedoucí práce: Ing. Jiří Sekora

Konzultanti bakalářské práce:

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.

předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

Abstrakt

Návrh kardiostimulátoru typu On Demand pro výukové účely je navržen a realizován v programovém prostředí LabVIEW. Obsahem práce je obecný popis kardiostimulátorů s rozdělením dle různých kritérií zahrnujících způsob a dobu stimulace, rozsah působnosti apod. Konkrétně je řešen typ stimulatoru On Demand a je proveden systémový návrh realizace. Pro porovnání účinnosti detektorů R vlny obsahuje realizace v prostředí LabVIEW tři vybrané metody detekce R vlny a to pomocí umocnění filtrovaného signálu, detekcí obálky filtrovaného signálu a vlnkovou transformací. Výstupem virtuálního kardiostimulátoru je stimulační impulz s nastavitelnou amplitudou a šířkou impulzu.

Klíčová slova

Srdce, arytmie, EKG, R vlna, kardiostimulátor, On demand, detektor QRS komplexu, stimulační impulz, tepová frekvence.

Abstract

Proposal On Demand type pacemaker for educational purposes is designed and realized in the programming environment of LabVIEW. The thesis is a general description of pacemakers with the distribution according to various criteria including the type and duration of stimulation, scope, etc. Specifically, it dealt with a type of pacemaker On Demand system and made a proposal for implementation. To compare the effectiveness of the R wave detector includes a LabVIEW implementation of three selected methods for detection of R wave and by squaring the filtered signal, detecting the filtered envelope and wavelet transform. The outcome is a virtual pacemaker stimulation pulse with adjustable amplitude and pulse width.

Key words

Heart, arrhythmia, ECG, R wave, pacemaker, On demand, QRS detection, stimulative pulse, heart rate.

BOROVÍČKOVÁ, M.: *Návrh kardiostimulátoru typu On demand v LabVIEW*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 44 s. Vedoucí semestrální práce Ing. Jiří Sekora.

Prohlášení

Prohlašuji, že svoji bakalářskou práci na téma Návrh kardiostimulátoru typu On demand v LabVIEW jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucího semestrálního projektu a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne 31. května 2010

.....
podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucímu bakalářské práce Ing. Jiřímu Sekorovi za neocenitelnou pomoc a vynaložené úsilí při veškerých konzultacích. Díky jeho pozitivnímu lidskému přístupu jsem získala úplně jiný pohled na samotnou práci a snažila se ji vytvořit dle nejlepšího vědomí a svědomí.

V Brně dne 31. května 2010

.....
podpis autora

Obsah

| | |
|---|-----------|
| Seznam obrázků | 8 |
| Úvod..... | 10 |
| 1. Srdce | 11 |
| 1.1. Akční potenciál | 11 |
| 1.2. Převodní systém srdeční | 11 |
| 1.3. Snímání srdeční aktivity | 12 |
| 2. Poruchy srdeční činnosti..... | 15 |
| 2.1. Terapie | 15 |
| 2.2. Indikace pro kardiostimulátor..... | 15 |
| 2.2.1. Sinová bradykardie | 16 |
| 2.2.2. Syndrom chorého sinu..... | 16 |
| 2.2.3. Syndrom karotického sinu | 16 |
| 2.2.4. Síňokomorové blokády | 16 |
| 2.3. Kontraindikace pro kardiostimulátory | 17 |
| 3. Kardiostimulátor | 18 |
| 3.1. Historie | 18 |
| 3.2. Typy kardiostimulace | 18 |
| 3.2.1. Asynchronní stimulace | 18 |
| 3.2.2. Synchronní stimulace | 19 |
| 3.3. Identifikace kardiostimulátorů..... | 19 |
| 4. Dělení kardiostimulátorů..... | 20 |
| 4.1. Způsob dráždění | 20 |
| 4.2. Doba stimulace | 20 |
| 4.3. Funkce stimulatoru | 20 |
| 5. Provedení kardiostimulátorů | 22 |

| | | |
|-----------|--|-----------|
| 5.1. | Elektronická část..... | 22 |
| 5.1.1. | <i>Generátor stimulačních impulsů</i> | 22 |
| 5.1.2. | <i>Stimulační elektrody.....</i> | 22 |
| 5.1.3. | <i>Napájení</i> | 23 |
| 5.2. | Hardware | 23 |
| 6. | Kardiostimulátor „On demand“ | 24 |
| 7. | Detekce R vlny | 25 |
| 7.1. | Obecné schéma | 25 |
| 7.2. | Algoritmy detekce R vlny..... | 26 |
| 7.2.1. | <i>Detekce založená na umocnění signálu.....</i> | 26 |
| 7.2.2. | <i>Detekce založená na obálce filtrovaného signálu</i> | 27 |
| 7.2.3. | <i>Vlnková transformace</i> | 29 |
| 7.2.4. | <i>Tepová frekvence:</i> | 30 |
| 8. | Realizace kardiostimulátoru v LabVIEW | 31 |
| 8.1. | Programová koncepce kardiostimulátoru: | 31 |
| 8.1.1. | <i>Předzpracování původního signálu.....</i> | 31 |
| 8.1.2. | <i>Metody detekce R vlny.....</i> | 33 |
| 8.1.3. | <i>Prahování.....</i> | 35 |
| 8.1.4. | <i>Stimulační impuls</i> | 36 |
| 8.2. | Uživatelské prostředí kardiostimulátoru..... | 37 |
| 9. | Porovnání metod detekce R vlny | 39 |
| | Závěr..... | 41 |
| | Seznam použité literatury..... | 42 |
| | Seznam použitých zkratek..... | 44 |

Seznam obrázků

| | |
|--|----|
| Obrázek 1 Akční potenciál srdeční buňky | 11 |
| Obrázek 2 Převodní systém srdeční [7]..... | 12 |
| Obrázek 3 Průběh EKG křivky [13]..... | 14 |
| Obrázek 4 Složení kardiostimulátoru | 23 |
| Obrázek 5 KS Cylos DR-T [1] | 24 |
| Obrázek 6 Spektrum EKG signálu | 25 |
| Obrázek 7 Obecné schéma detekce komplexu QRS [7] | 25 |
| Obrázek 8 Detekce komplexu QRS založená na filtraci, umocnění a následném vyhlazení signálu [7]..... | 27 |
| Obrázek 9 Blokované schéma detektoru R vlny založené na umocnění signálu..... | 27 |
| Obrázek 10 Detekce komplexu QRS vycházející z výpočtu obálky filtrovaného signálu [7]. | 28 |
| Obrázek 11 Blokované schéma detektoru R vlny založené na obálce filtrovaného signálu..... | 28 |
| Obrázek 12 Příklady vlnek, nahoře - mateřská vlnka, uprostřed a dole - odvozené vlnky [8] | 29 |
| Obrázek 13 Rozdělení signálu na pásma [8] | 30 |
| Obrázek 14 Blokované schéma kardiostimulátoru „On demand“ | 31 |
| Obrázek 15 Předzpracování původního originálního EKG signálu v LabVIEW | 32 |
| Obrázek 16 Realizace detekce R vlny v LabVIEW pomocí umocněného signálu | 33 |
| Obrázek 17 Realizace detekce R vlny v LabVIEW pomocí obálky filtrovaného signálu | 34 |
| Obrázek 18 Realizace detekce R vlny v LabVIEW pomocí banky filtrů | 35 |
| Obrázek 19 Realizace stimulačního impulzu v LabVIEW | 36 |
| Obrázek 20 Ukázka uživatelského prostředí kardiostimulátoru „On demand“ v programu LabVIEW | 38 |
| Obrázek 21 Stimulační impulzy založené na detekci R vlny pomocí umocnění signálu..... | 39 |
| Obrázek 22 Stimulační impulzy bez vyhodnocených R vln..... | 40 |

Seznam tabulek

Tabulka 1 Kód kardiostimulátorů podle tabulky NBG 19

Tabulka 2 Rozdělení pásem pro banku filtrů 34

Úvod

Kardiostimulátory jsou přístroje aplikované při špatné funkci převodního srdečního systému, který má za úkol tvorbu a převod elektrických vzruchů. Pomocí metody zvané elektrokardiografie (EKG) lze veškeré srdeční poruchy odhalit a podle jejích výsledků určit přesnou diagnózu s následnou formou terapie. Část práce je zaměřena na formy kardiostimulace a následné dělení kardiostimulátorů podle různých kritérií, přičemž největší důraz je kladen na kardiostimulátor řízený R vlnou („On demand“). Jsou zde popsány funkce a složení typu „On demand“ a také obecné indikace a kontraindikace.

V dalších kapitolách jsou podrobně řešeny algoritmy detekce R vlny, na jejichž principu kardiostimulátor pracuje. Metody detekce jsou založeny na třech odlišných způsobech a to na umocnění filtrovaného signálu, nalezení obálky filtrovaného signálu a vlnkové transformaci. Na základě detekčních algoritmů je vytvořeno obecné blokové schéma kardiostimulátoru „On demand“, které slouží jako výchozí bod při naprogramování virtuálního přístroje v programovém prostředí LabVIEW.

Virtuální kardiostimulátor je sestaven pomocí vhodně zvolených funkcí v blokovém diagramu programu LabVIEW. V kapitole jsou přesně popsány jednotlivé kroky jdoucí postupně za sebou. Vizuální stránka kardiostimulátoru je koncipována s volbou různých parametrů a vykresluje také průběhy EKG signálu.

1. Srdce

Srdce (lat. cor nebo cardia) je dutý svalový orgán člověka, který vykonává nepřetržitou práci již od třetího prenatálního týdne do konce života. Jde o orgán vysoce metabolicky náročný, tudíž jeho potřeby mohou být hrazeny spalováním dokonce i odpadních látek (laktát, mastné kyseliny či ketonové látky).

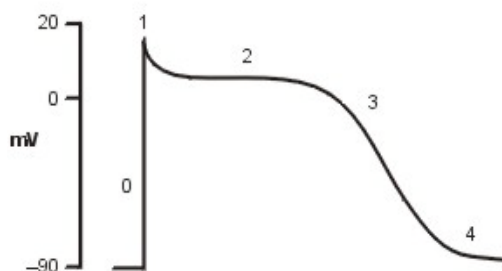
Srdce obsahuje tkáň, které vytvářejí a rychle vedou elektrické vzruchy (převodní systém) a svalová vlákna, která odpovídají na vzruch kontrakcí (pracovní myokard). Pro buňky převodního systému je charakteristické malé množství myofibril a vysoký obsah glykogenu. Pracovní myokard je dále dělen na dva typy.

První typ je zdrojem srdeční automacie, vytváří spontánní vzruchy. Druhý typ je zaměřen na rychlé vedení. Oproti tomu buňky pracovního myokardu obsahují centrálně uložené jádro a velké množství myofibril, mitochondrií a sarkoplazmatického retikula. Mechanická práce srdce je tedy zajištěna stahem těchto buněk. [15, 16]

1.1. Akční potenciál

Aby u srdce mohlo dojít ke stahu, je potřeba vlna samovolného elektrického podráždění, což znamená přenos iontů přes buněčnou membránu. V této souvislosti hovoříme o polarizaci, depolarizaci a repolarizaci. [14, 16]

Buňka se nachází v polarizovaném stavu (-90 mV, klidové membránové napětí). Při podráždění dojde k propustnosti pro sodné ionty, které vstupují do buňky a snižují klidový membránový potenciál. Tento proces snižování polarizace probíhá až do dosažení prahové hodnoty (-40 mV, spontánní depolarizace). Na grafu AP registrujeme jako pozitivní kmit (fáze 0, *Obrázek 1*). Při dosažení této hodnoty se otevřou sodíko-vápníkové kanály na buněčných membránách a dojde k akčnímu potenciálu. Membránový potenciál je udržován na hodnotě nula (fáze 1 a 2). Poté dojde k rychlé repolarizaci (fáze 3) a opět následuje stabilní klidový potenciál (fáze 4). [14, 16]



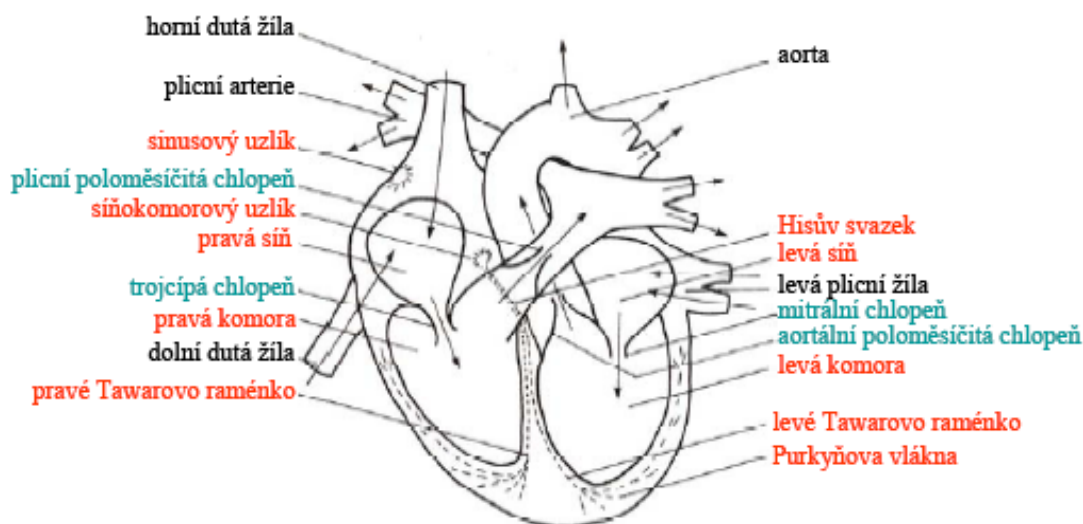
Obrázek 1 Akční potenciál srdeční buňky

1.2. Převodní systém srdeční

Vlna elektrické aktivity začíná v sinoatriálním uzlu (SA). Jedná se o shluk buněk převodního systému srdečního ve stěně pravé předsíně blízko žilního splavu. SA uzel je regulován z autonomního kardioregulačního centra v mozgovém kmeni a jeho frekvence je

nejčastěji 50-100 impulzů za minutu. Nemá stálý klidový potenciál. Ve fázi 4 akčního potenciálu probíhá spontánní depolarizace, která je příčinou jeho automacie, což zajišťuje samočinnou dávku impulzů pro elektrickou aktivitu srdce. [14, 15, 16]

Elektrická aktivita se šíří síněmi (rychlostí asi 1 m/s), až dosáhne atrioventrikulárního uzlu (AV) a Hisova svazku. Zde se vedení elektrického proudu zpomaluje (rychlost šíření asi 0,15 m/s), aby se mohly naplnit komory při systole síní. Význam tohoto zpomaleného vedení je velmi podstatný a důležitý, neboť chrání nemocné s flutterem a fibrilací síní. Do AV uzlu totiž přichází příliš mnoho impulzů (300-600), které jsou pro správnou činnost srdce nežádoucí a způsobily by závažnou tachykardii. AV uzel slouží jako "filtr" propouštějící správný počet impulzů (120-180), které již neohrožují život. Za Hisovým svazkem se podráždění šíří (rychlostí asi 2 m/s) levým a pravým Tawarovým raménkem, následně do Purkyňových vláken a jejich prostřednictvím ke všem buňkám svaloviny komor. Vlna depolarizace se v srdci šíří stěnami od dutinové strany k povrchové. Průběh srdečního převodního cyklu je zobrazen na . [14, 15, 16]



Obrázek 2 Převodní systém srdeční [7]

1.3. Snímání srdeční aktivity

Elektrickou činnost srdce si můžeme představit jako vektorovou sílu s velikostí a směrem. Při každém podráždění svalové buňky vzniká elementární vektor. Součtem elementárních vektorů v celém srdci v každém okamžiku vzniká okamžitý vektor srdeční vytvářející elektrické pole o velmi silném napětí. Sled okamžitých srdečních vektorů můžeme snímat pomocí diagnostické metody zvané elektrokardiografie. Přístroj určený pro měření se nazývá elektrokardiograf. Zaznamenává elektrické proudy, jejich směr, velikost a frekvenci srdečních stahů. Tím získáme grafický záznam elektrické činnosti srdce, elektrokardiogram (viz Obr 3), který je registrován pomocí vhodně umístěných elektrod na povrchu těla. [3, 14, 16]

K nasnímání EKG se běžně užívá dvanácti svodový systém. Ten je složený ze tří bipolárních (I, II, III) a tří unipolárních (aVR, aVL, aVF) končetinových svodů, které registrují průměty srdečních vektorů ve frontální rovině a vytváří tzv. Einthovenův

trojúhelník. Zbývajících šest svodů je unipolárních, značí se V_1 , V_2 , V_3 , V_4 , V_5 a V_6 , které zaznamenávají průměty v horizontální rovině. [14, 16]

Bipolární svody zapisují rozdíl napětí mezi dvěma elektrodami. Spojením elektrod přes odpor dostaneme Wilsonovu svorku - místo s nulovým potenciálem. Unipolární svody tedy měří napětí na jedné z elektrod oproti této svorce. [19]

Elektrokardiograf se skládá z několika částí (kmity a vlny), každá z nich má své označení a odpovídá určitému úseku srdeční činnosti. Jako první se o popis EKG zasloužil Willem Einthoven na začátku dvacátého století. Kmity a vlny označil písmeny P, Q, R, S, T a toto pojmenování se používá doposud. [19]

Vlna P

Označuje depolarizaci síní a je známkou sinusového rytmu srdce. Jedná se o malou pozitivní výchylku trvající maximálně 0,1 s a nejlépe identifikovatelnou na svodech II a V_1 .

Interval PR (PQ)

Trvá 0,12 až 0,20 s a představuje dobu, kdy se elektrický impuls šíří přes AV uzel, Hisův svazek, Tawarova raménka a Purkyňova vlákna k pracovnímu myokardu komor.

Komplex QRS

Skládá se z kmitů Q, R a S a jeho interpretace je nejsložitější. Kmit Q má negativní výchylku, trvá 0,03 s a značí začátek depolarizace komorového myokardu v oblasti septa. Vlna R představuje postup vzruchové vlny napříč stěnou srdečních komor a je vždy pozitivní. Za R vlnou následuje kmit S nacházející se vždy pod izoelektrickou linií. Aktivuje poslední část komorového myokardu při bázi levé komory.

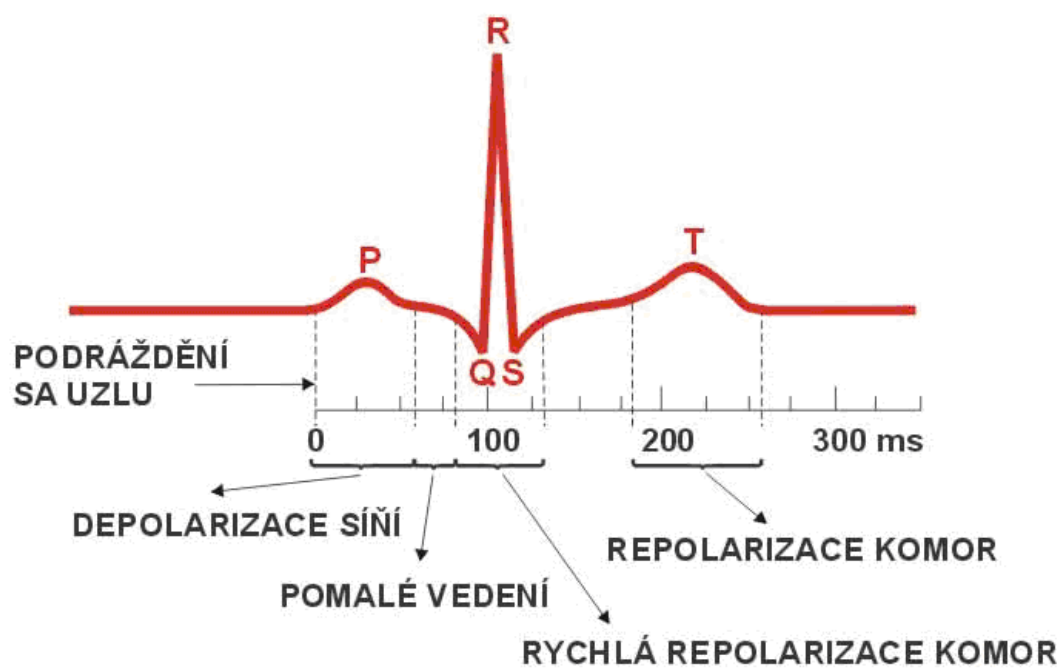
Segment ST

Platí pro něj, že je izoelektrický, a odpovídá stavu po depolarizaci veškerého myokardu komor.

Vlna T

Značí repolarizaci komor a nachází se vždy nad izoelektrickou linií. Její doba trvání je 0,2 s. V některých případech můžeme na EKG nalézt ještě jednu vlnu, zvanou U. Je vždy menší jak vlna T, tudíž špatně rozpoznatelná a identifikovatelná. Její význam však dosud není zcela jasný. [3, 17]

Popis a interpretace EKG jsou jasně dané. Veškeré abnormality jsou hodnoceny jako patologické stavy. Jejich příčinou může být špatná srdeční činnost, která v těch nejhorších případech vede ke smrti nemocného. EKG nám slouží jako nenahraditelná vyšetřovací metoda, na jejímž základě jsme schopni diagnostikovat téměř veškeré srdeční poruchy.



Obrázek 3 Průběh EKG křivky [13]

2. Poruchy srdeční činnosti

Poruchy srdečního rytmu se označují souhrnným názvem "arytmie". Patří sem poruchy tvorby vzruchu, tzn. rytmy s atypickým místem vzniku vzruchu, nefyziologické frekvence a další. Jak již víme, vlna šíření depolarizace začíná v SA uzlu, což značíme jako sinusový rytmus. Dojde-li však ke vzniku depolarizace na jiném místě, hovoříme již o arytmii. Je však nutné zmínit, že arytmie jako taková ještě neznamená nepravidelnou srdeční činnost. Existuje mnoho arytmií, které jsou pravidelné (sinusová tachykardie a bradykardie, AV blok I. a II. stupně, viz dále). Na druhou stranu jiný druh arytmií je životu velice nebezpečný (AV blok III. stupně, komorová tachykardie).

Podnět pro vznik arytmií je rozmanitý. Mohou být vyvolány iontovou nerovnováhou či různými druhy farmak. Mohou se dokonce vyskytovat i u téměř zdravého srdce, ovšem většinou je zaznamenáváme jako průvodní jev srdečních onemocnění. [15, 16]

2.1. Terapie

Léčba srdečních nemocí samozřejmě závisí přímo na daném onemocnění. Podle toho se určuje správný postup umožňující odstranit veškeré potíže, a tak úspěšně vyléčit pacienta. Užívají se léky (př. beta-blokátory, diuretika, antitrombotika), předepisuje se rehabilitace s komplexní péčí o kardiaky nebo dochází k dietoterapii (při diagnostice aterosklerózy mající za následek ischemickou chorobu srdeční). Všechny tyto metody jsou neinvazivní. [15, 16]

Naproti tomu existuje i terapie invazivní. Jde o operativní zákroky spojené s mnoha dalšími riziky. Do těchto intervenčních metod řadíme například perkutánní transluminální koronární angioplastiku nebo transplantaci srdce.

Poruchy srdečního převodního systému však většinou nelze léčit pomocí medikamentů či obdobných prostředků, proto se uchylujeme k elektrostimulaci srdce (kardiostimulaci). Ta může být buď dočasná anebo trvalá. [13, 15]

2.2. Indikace pro kardiostimulátor

Indikace se dělí podle toho, jde-li o kardiostimulaci dočasnou anebo trvalou. Mezi indikace pro dočasnou kardiostimulaci se řadí poruchy vedení při akutním infarktu myokardu (AIM). Jsou to bradyarytmie spojené se symptomy či působící hemodynamické zhoršení stavu a některé závažné poruchy nitrokomorového vedení, které mohou vyústit náhle v úplnou AV blokádu se závažnou komorovou bradykardií. [13, 15, 18]

Elektrické impulzy přiváděné kabelem s bipolární elektrodou dráždí myokard z vnějšího zdroje. Pacient je napojen na monitor, kde se sleduje elektrický signál srdeční činnosti a stimulatoru. [13, 16]

U indikace pro trvalou kardiostimulaci jsou sinusové arytmie spojené s dysfunkcí sinoatriálního uzlu, který nemůže nést vlnu depolarizace dále do ostatních částí převodního systému. Mluvíme o abnormálních rytmech vznikajících v myokardu síní nebo komorové

svalovině. Mohu být pomalé a setrvalé (bradykardie) nebo rychlé a setrvalé (tachykardie). Mezi konkrétní indikace patří: [13, 15, 18]

2.2.1. Sinová bradykardie

Bradykardie nastává při frekvenci pod 50 tepů za minutu. Na EKG se nalezneme nízkou vlnu P, prodloužený interval PQ (delší jak 0,2 s) a příliš vysokou vlnu T. Dochází k časné repolarizaci. [3, 13, 15, 18]

2.2.2. Syndrom chorého sinu

Jedná se o špatnou funkci jak SA uzlu, tak i celého převodního systému v síních. Vzniká nejčastěji při ischemické chorobě srdeční a projevuje se střídáním pomalé a rychlé srdeční činnosti. [13, 15]

2.2.3. Syndrom karotického sinu

Syndrom vzniká při stlačení karotické artérie uložené na krku, v místě jejího rozšíření (karotický sinus). Při dráždění (př. masáží) karotického sinu dochází ke zpomalení srdeční frekvence (pod 30 tepů za minutu), může se dostavit i fibrilace komor.

Tento syndrom je velmi vzácný. Může nastat např. při otočení hlavy a to téměř kdykoliv, proto je nutná kardiostimulace, jež "hlídá" srdeční činnost a zabraňuje tak závažným potížím. [13, 15]

2.2.4. Sínokomorové blokády

Jsou způsobeny atrioventrikulárními blokádami II. stupně (neúplný, částečný AV blok) a III. stupně (úplný AV blok). Jedná se o poruchu převodu z SA uzlu do AV uzlu a dalších částí převodního systému srdce. [4, 13, 15]

AV blokády

II. Stupně

1. typ - Mobitz I (Wenckebach) - Projevuje se progresivně se prodlužujícími PQ intervaly až do výpadku komplexu QRS, vzruch se nepřevede na komory. Celý cyklus se pravidelně opakuje a blokáda je lokalizována v AV uzlu.

2. typ - Mobitz II - Stahy se převádí s konstantním PQ intervalem a náhlým výpadkem komplexu QRS. Nepřevede se tedy vzruch na komoru, ale je zachovaná vlna P. Častý je poměr 3:1 (na tři vlny P přichází jeden komplex QRS). Mobitz II je závažnější onemocnění než Wenckebach, neboť může přecházet do AV blokády III. stupně.

III. Stupně

Jedná se o úplnou blokádu AV uzlu, kdy síňové kontrakce probíhají normálně, nicméně na komory se již neprevádí. Na EKG se projeví vlna P zcela nezávisle na komplexu QRS, může "procházet" skrze QRS nebo splynout s vlnou T. Blokáda se vyskytuje často u akutního infarktu myokardu, kardiomyopatie apod.[4, 5]

2.3. Kontraindikace pro kardiostimulátory

Kontraindikace jako takové nejsou pro kardiostimulátory známe. Za stěžejní se však považuje podmínka, kdy samotné implantaci kardiostimulátoru předchází přesné stanovení odpovídající diagnózy a nejsou naprogramovány kombinace parametrů nevhodné pro stav pacienta.

„Kontraindikace“ jsou tedy následující:

- Jednodutinové síňové stimulační režimy jsou kontraindikovány v případě přítomnosti porušení AV převodu, nebo ještě může být porušení AV převodu potvrzeno.
- Režimy s řízením síněmi (DDD, VDD) jsou kontraindikovány v případě přítomnosti chronické síňové tachykardie, fibrilace síní a flutteru síní.
- Síňová stimulace z více míst je kontraindikována v přítomnosti přetrvávající fibrilace nebo flutteru síní.
- V případě výskytu kompetitivního spontánního rytmu jsou kontraindikovány stimulační režimy, které nemají snímací a inhibiční funkce v odpovídající srdeční dutině.
- Při projevu nebo pravděpodobnostním výskytu kardiostimulátorového syndromu jsou kontraindikovány stimulační režimy VDD, VVI, VOO a DDI.
- Pokud pacient špatně toleruje stimulační frekvence nad základní frekvenci, měl by být naprogramován prodloužený interval horního (maximálního) sledovacího intervalu a nízká hodnota maximální stimulační frekvence řízené senzorem. V těchto případech mohou být síněmi řízené stimulační režimy kontraindikovány.

V souvislosti s kontraindikacemi hovoříme také o elektromagnetické interferenci kardiostimulátoru. Implantovaný přístroj může být totiž ovlivněn elektrickým zdrojem, který generuje signál a tím je schopen měnit činnost srdeční aktivity. Nebezpečným důsledkem je inhibice nebo naopak spuštění stimulačního impulsu v jinou než předem naprogramovanou dobu. Pokud je kardiostimulátoru dodána vysoká energie od zdroje interference, dojde v mnoha případech k destrukci samotného přístroje a k velice závažnému poškození okolní tkáně.

Za zdroje elektromagnetického záření se ve zdravotnictví považují metody, které slouží pro terapii a diagnostiku. Patří sem vyšetření magnetickou rezonancí, lithotripsie, elektrokauter, transkutánní elektrická stimulace nervů (TENS), vysokofrekvenční terapie (diatermie) a radioterapie. Pacienti s implantovaným KS mohou uvedená vyšetření v nejnutnějších případech podstoupit za předpokladu, že jsou dodržena veškerá bezpečnostní opatření při vyšetření těchto pacientů. Dále musí být pacienti i personál seznámeni s možnými riziky při vykonání samotné procedury.

Činnost kardiostimulátoru mohou ovlivnit také nezdravotnické zdroje elektromagnetického signálu, se kterými se pacient s implantovaným KS může běžně setkat v životě. Jsou to především domácí elektrické spotřebiče se závadnou izolací a uzemněním, mobilní telefony, radio/televizní a radarové vysílače, vysokonapěťové generátory, elektrické vznětové systémy. [2]

3. Kardiostimulátor

Kardiostimulátor (zkráceně KS) je přístroj, který podporuje srdeční činnost na základě špatného převodního systému, jenž je diagnostikován lékařem. Jak již víme, srdeční převodní systém je tvořen SA uzlem, AV uzlem, Hisovým svazkem, pravým a levým Tawarovým raménkem a Purkyňovými vlákny a vzruchy se šíří po této dráze. Je-li přerušeno šíření v určitém místě (většinou SA nebo AV uzel), dochází ke zpomalení až zástavě činnosti komor. Cílem kardiostimulace je tedy napravit poruchu šíření depolarizační vlny a tím se přiblížit k fyziologické funkci srdce. [13, 15]

3.1. Historie

Za počátek kardiostimulace lze považovat rok 1958, kdy byla 76letému muži implantována elektroda spojená kabelem s přenosným stimulatorem. První "opravdový" kardiostimulátor byl voperován ve Švédsku v roce 1960 lékařem Ake Senningem. Významným milníkem byl rok 1963, kdy se začala používat nitrožilní elektroda a odpadla tak potřeba torakotomie (invazivní výkon, při němž je odebrán vzorek plicní tkáně otevřeným řezem hrudní stěny), bez které do té doby nešlo kardiostimulátory implantovat. V roce 1965 byl uveden nový typ KS "On demand" (komorový), inhibovaný vlnou R, který brání fibrilaci komor. Podstatný rozmach znamenalo zavedení programovatelných KS (1975), u kterých lze kdykoliv změnit parametry podle individuálních požadavků pacienta. Až postupem času byly vyvinuty síňové kardiostimulátory, dvoukomorové a řízené vlnou P. Došlo také ke změně napájení, neboť lithiové články mají daleko větší životnost než rtuťové, které se užívaly dříve. V dnešní době jsou již na trhu přístroje, které obsahují holterovské funkce, režim na měření stimulačního prahu apod. [19]

3.2. Typy kardiostimulace

Typ kardiostimulace závisí na zjištěné patologii srdce. Základní způsoby jsou odvozeny od kardiostimulace síní, tedy stimulací vlny P nebo kardiostimulace komor, tedy stimulací vlny R. Obě výše zmíněné stimulace se provádí pomocí dvou metod. Jedná se o metodu asynchronní a synchronní. Asynchronní stimulace je v současnosti již výjimečně využívána, jde o princip kdy je přesně dána doba, kdy má ke stimulaci dojít. U synchronní stimulace je metoda založena na detekci vlny, pokud k samovolné aktivaci v předdefinovaném termínu nedojde, kardiostimulátor vyšle impulz, který stimuluje srdeční sval. [13, 15]

3.2.1. Asynchronní stimulace

Asynchronní stimulace je nazývána také jako "neřízená". Kardiostimulátor má dán pevně předdefinovaný počet impulzů za minutu. Ke stimulaci dochází v pravidelných intervalech, obvykle 70-75 impulzů za minutu. Tento typ stimulace srdečního svalu se využívá jen výjimečně a to z důvodu nebezpečí fibrilace komor v důsledku obnovení činnosti srdce. Pokud dojde k obnovení činnosti srdce a v zápětí k vyvolání impulzu, dojde k fibrilaci komor a tím k ohrožení života pacienta. [13, 18]

3.2.2. Synchronní stimulace

Tento typ kardiostimulace, označované jako "řízená", závisí na vzniklém podnětu, který ovlivní stimulátor. Pokud dojde ke vzniku impulzu srdeční činností, kardiostimulátor zůstane v pasivním módu. Pokud je tomu právě naopak, tedy srdce není schopno vydat impulz, úlohu přebírá kardiostimulátor, který vyše potřebný impulz a tím stimuluje srdeční komoru. [13, 18]

3.3. Identifikace kardiostimulátorů

Každý kardiostimulátor má své označení, které bylo navrženo ICHD komisí v roce 1981 (Intersociety Commission for Heart Disease) a zavedeno jako kód NBG v roce 1987. Vlastnosti jdou vyjádřeny různými písmennými znaky (viz Tabulka 1). [19]

Tabulka 1 Kód kardiostimulátorů podle NBG

| 1. znak | 2. znak | 3. znak | 4. znak | 5. znak |
|-----------------|---------------|------------------|--------------------------|----------------------------|
| místo stimulace | místo snímání | způsob stimulace | programovatelnost | antiarytmická funkce |
| A | A | O | P - jednoduchý | |
| V | V | I | M - multiprogramovatelný | P - antitachykardiální st. |
| D (A+V) | D (A+V) | I | C - komunikovatelný | S - šok |
| O | O | D (T+I) | R - frekv. adaptabilní | D - (P+S) |

Vysvětlivky: A - síň, V - komora, O - žádná, D - obojí, T - spouštění, I – inhibice

Příklady označení kardiostimulátorů:

VOO - komorový asynchronní (fixed rate)

VV I - komorový, komorami inhibovaný

AAI,M - síňový, síněmi inhibovaný multiprogramovatelný

VDD - komorový, síněmi spouštěný, síněmi i komorami inhibovaný

DDD,C - dvoudutinový, komunikovatelný. [19]

4. Dělení kardiostimulátorů

Kardiostimulátory se dělí podle několika kritérií. Mezi ty základní patří způsob dráždění, doba stimulace, funkce stimulatoru, typ stimulačních elektrod, rozsah působnosti a typ napájení.

4.1. Způsob dráždění

Dráždění pacienta kardiostimulátorem je provedeno přímo nebo nepřímo. U přímé kardiostimulace přímou je stimulační elektroda zavedená rovnou do srdce a druhá (referenční) elektroda tvoří pouzdro stimulatoru. Způsob dráždění může být endokardiální, myokardiální a epikardiální. Frekvence stimulačních impulzů za minutu se pohybuje v rozmezí 30-150, šířka pulzu je 1 ms. Nepřímá kardiostimulace se nejčastěji používá při náhlých zástavách srdeční činnosti a mluví se o externích kardiostimulátorech. Jedná se o stimulaci transtorakální (hrudní), kdy se užívají dvě elektrody přiložené na hrudník, velikost impulzů je 30-120 V s šířkou 3 ms. Transesofageální stimulace využívá bipolární stimulační elektrodu, jež je zavedena do jícnu. Velikost impulzů je 30-90 V a šířka 1,5 ms. Oba typy stimulatorů však mohou vyvolat bolestivé záškuby hrudních svalů a při nedokonalém dotyku elektrod i popálení kůže. Naproti tomu jsou velice pohodové. [19]

4.2. Doba stimulace

Dělení KS podle doby stimulace se dělí na krátkodobé a dlouhodobé. Do krátkodobé stimulace je řazena dočasná, diagnostická, přímá a nepřímá stimulace (viz Způsob dráždění). Stimulace je aplikována u pacientů ležících na jednotce intenzivní péče, kteří trpí různými formami bradykardie a tachykardie. KS jsou univerzální a mají různé pracovní režimy. Při tachykardiích se využívá párová synchronizovaná stimulace a při bradykardiích stimulator „On demand“. Za dlouhodobou stimulaci se považují implantabilní KS, které jsou vpraveny do těla pacienta na několik let. Nároky na přístroje jsou proto velice vysoké a musí splňovat mnoho opatření. Musí být spolehlivé, lehké a jejich životnost dosahovat kolem 10 let. Další vlastnosti a funkce jsou přizpůsobeny jednotlivým požadavkům každého pacienta. Do dlouhodobé stimulace se dále řadí programovatelné a řízené stimulatory. [19]

4.3. Funkce stimulatoru

Do tohoto dělení se řadí několik typů KS, které jsou ovlivněny činností P a R vlny. Pokud je stimulace závislá na činnosti P vlny, nazýváme kardiostimulátor řízený vlnou P. Přístroj je vybaven třemi elektrodami, přičemž jedna je umístěna v pravé síni a snímá P vlnu, druhá vysílá stimulační impuls do komory, jakmile dojde k registraci vlny P a uběhne časový interval 120ms. Třetí elektroda je určena pro snímání i stimulaci a je umístěna přímo na stimulatoru. Tento typ KS se aplikuje při špatné funkci převodního systému s normální činností síní.

Dále se vyrábí KS, které jsou řízeny činností R vlny. Kardiostimulátor řízený vlnou R, tzv. spouštěný, využívá pouze jednu elektrodu, která je zavedena do pravé komory a která slouží zároveň ke snímání R vlny i ke stimulaci. V současné době se však tyto KS nepoužívají

z důvodu větší spotřeby energie a zatížení tkáně. Nejčastější využití má kardiostimulátor řízený vlnou R – inhibovaný, známý pod označením „On demand“. Stimulátor obsahuje pouze jednu elektrodu, která snímá R vlnu a slouží i ke stimulaci. Je zavedena do hrotu pravé komory. Princip stimulátoru je založen na detekci R-R intervalů po sobě jdoucích QRS komplexů. Překročí-li R-R interval předem zvolenou dobu T, stimulátor vyšle impuls. Je-li interval kratší než zvolená doba T, stimulátor je utlumen (inhibován) a sleduje další R-R interval. Hlavní výhodou stimulátoru „On demand“ je odstranění vzniku interference srdečního rytmu.

Do zmíněného kritéria dělení můžeme ještě řadit kardiostimulátory bifokální a programovatelné. Bifokální KS je označován jako dvou dutinový, neboť je tvořen dvěma bloky typu „On demand“ řízenými komorovou aktivitou. Nejdříve je stimulována síň a poté komory. Inhibiční interval bloku pro síně je kratší oproti inhibičnímu intervalu pro komory o dobu fyziologického zpoždění vzruchu šířícího se ze síní do komor (AV zpoždění). Programovatelné KS jsou v dnešní době využívány nejvíce. Za hlavní výhodu se považuje nastavení různých parametrů z vnějšku pomocí programovacího zařízení (telemetricky). Mezi zásadní funkce, které jsou programovány, patří opakovací frekvence, šířka, amplituda a citlivost stimulačních impulsů, refrakterní doba kardiostimulátorů a AV zpoždění. Forma stimulace je realizována pomocí dvou dutinových stimulátorů. Ty mohou také monitorovat činnost kosterního svalstva, teplotu a pH krve nebo impedanci hrudníku. [19]

5. Provedení kardiostimulátorů

5.1. Elektronická část

Elektronické součásti kardiostimulátoru tvoří nedílnou složku celého přístroje a můžeme je považovat za stěžejní. Jejich hlavní úlohou je snímání elektrické aktivity, tvorba stimulačních impulsů a napájení celého stimulátoru.

5.1.1. Generátor stimulačních impulsů

Generátor je tvořen tzv. vlastním generátorem impulsů, výstupním obvodem, baterií a obvody snímače. Využívají se obvody CMOS, paměť ROM (2kB) - k přímému výstupu a pro obvody snímání, a RAM (512 kB) - k ukládání diagnostických dat. Vše je uzavřeno v titanovém pouzdře, na kterém je popsáno jméno výrobce, typ stimulátoru, číslo modelu a série a zapojení vodičů. Kromě generátoru sem řadíme i baterii a obvody snímání elektrické aktivity srdce.

Vlastní generátor obsahuje časovač řízený krystalem (řádově kHz) a logické obvody tvarování velikosti a šíře impulsů, periody a zpoždění AV úseku.

Výstupní obvod má na starost proudový odběr stimulátoru. Velikost impulsu je 0,8-5 V a šířka 0,05 až 1,5 ms. Baterie pracuje s napětím 2,8 V. Elektrická srdeční aktivita je snímána polárně nebo unipolárně. Polární snímače mají katodu i anodu umístěnou na vodiči, kdežto u unipolárních mohou být vzdálené 5 cm - 10 cm.

Generátor a všechny jeho části musí splňovat podmínku elektromagnetické kompatibility (Jedná se o vlastnost elektrického nebo magnetického přístroje, která neovlivňuje jiný objekt včetně sebe samotného a odolává působení ostatních přístrojů). Ta je závislá na pohybu pacienta v silných elektromagnetických polích, v okolí vysokonapěťových generátorů, antén radiolokátorů, mikrovlnných trub, mobilních telefonů atd. Je velmi důležité, aby byli pacienti na tato fakta upozorněni. [19]

5.1.2. Stimulační elektrody

Jsou tvořeny sestavou obsahující vlastní elektrodu (hrot), propojovací vodiče, izolaci a konektor. Vlastní elektroda může být polární nebo unipolární a je zaváděna do pravé srdeční komory. Její plocha se pohybuje v rozmezí 8 cm² - 12 cm², nejčastěji se vyrábí ze slitiny zvané Epilog (Co,Fe,Ni,Cr,Mo,Mn) a její odpor je 20 kΩ až 100 kΩ.

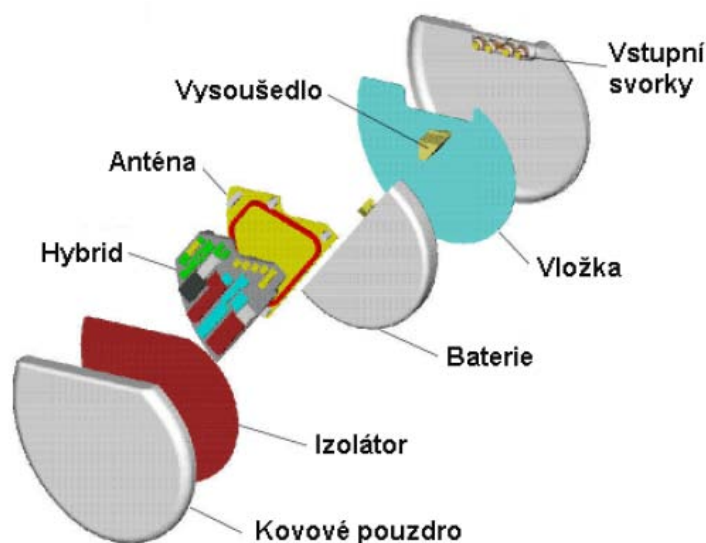
Hrot elektrody je opatřen pórovitým terčíkem zarůstajícím do tkáně. Fixace je buď aktivní, elektroda se pomocí háčků zavrtá do srdečního svalu, nebo pasivní, kdy je elektroda přichycena do svalové lišty. Propojování vodič musí splňovat určité požadavky, neboť je vystaven mechanickému namáhání a umístěn v agresivním prostředí. Je vyroben jako čtyřchodá kovová spirála se speciální izolací. [19]

5.1.3. Napájení

Kardiostimulátor je napájen vysokofrekvenčně z vnějšího zdroje nebo baterií v pouzdře. Oba typy napájení však musí být nezávislé na vnějších zdrojích. Dříve se hojně využívaly rtuťové články, ale postupným vývojem byly nahrazeny lithio-jodidovými, rtuťové totiž měly nízkou životnost (3 roky) a uvolňovaly plyn vlivem různých chemických reakcí. Li-I články dosahují životnosti cca 15 let, svorkové napětí je 2,8 V a kapacita 0,8 Ah -3 Ah. [19]

5.2. Hardware

Kardiostimulátor představuje celek uzavřený v titanovém pouzdře (viz Obrázek 4). Má mnoho součástí a největší z nich je lithio-jodidová baterie, která má za úkol zabezpečit napájení přístroje. Hlavní segment tvoří hybridní integrovaný obvod obsahující veškerou elektroniku. Integrovaný obvod je závislý na způsobu práce celého systému. Mezi pouzdrem a hybridem se nachází izolátor, jenž izoluje celý obvod. Na hybrid dále nasedá přijímací a vysílací anténa komunikující s programátorem. Součástí kardiostimulátoru je i vložka s vysoušedlem. Přístroj se totiž nachází v lidském těle, kde je voda a jiné tekutiny, a vysoušedlo odstraňuje nežádoucí vlhkost, která by se mohla pomocí vstupních svorek na stimulátoru dostat do samotného obvodu. [19]



Obrázek 4 Složení kardiostimulátoru [11]

6. Kardiostimulátor „On demand“

Tento typ kardiostimulátoru uvedený na Obrázku 5 má identifikační kód VVI (komorami inhibovaný) a jde o nejběžnější druh kardiostimulace vůbec.

Princip funkce je založen na detekci R vlny a následných R-R intervalů. Překročí-li R-R interval předem zvolenou dobu T, stimulátor vyšle impulz. Je-li interval kratší než zvolená doba T, stimulátor je utlumen (inhibován) a sleduje další R-R interval. Po vyslání impulzu následuje refrakterní doba (300ms), kdy přístroj nepřijímá žádné vstupní signály. [3, 14]

Hlavní výhodou tohoto typu stimulátoru je jeho programovatelnost. Programování lze uskutečnit přiložením hlavice programátoru nad stimulátor. Nastavuje se frekvence, amplituda a šířka impulzů. Dále režim stimulace, hystereze, citlivost a refrakterní doba. [19]

Citlivostí se rozumí vnímání komplexu QRS, je udávána v mV a sděluje amplitudu signálu, při které je stimulátor ještě inhibován. Hystereze odpovídá době, za kterou stimulátor vyšle první impulz po spontánním komplexu QRS. Refrakterní doba značí čas (ms), kdy je stimulátor necitlivý na spontánní komplexy QRS.

„On demand“ využívá unipolární elektrody s jedním vodičem, kdy katoda je hrot elektrody zavedený do pravé komory a anoda odpovídá plášti generátoru. Elektrody jsou uloženy v pravé komoře z důvodu odolnosti proti elektromagnetické interferenci a zábraně myopotenciálů.

Činnost komor je vůči činnosti síní asynchronní. Tzn. stimulace komor pomocí kardiostimulátoru je nezávislá na činnosti síní, která je stanovena sinoatriálním uzlem. [14, 16]

Zjednodušeně lze říci, že samotný přístroj obsahuje zesilovač R vlny, filtr, blok ověřující R-R interval, generátor impulzů, obvod pro refrakterní dobu a koncový stupeň. [19]

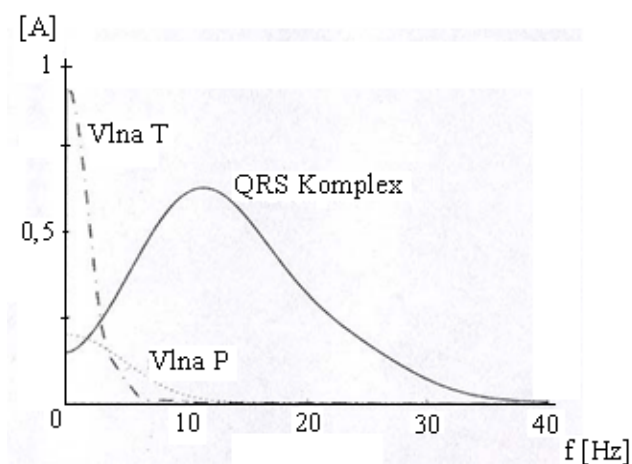
Aby kardiostimulátor mohl R vlnu zesílit, musí ji nejdříve detekovat. Způsobů detekcí R vlny existuje celá řada, a proto je zapotřebí zvolit tu nejvhodnější pro aplikaci na určitý typ kardiostimulátoru.



Obrázek 5 KS Cylos DR-T [1]

7. Detekce R vlny

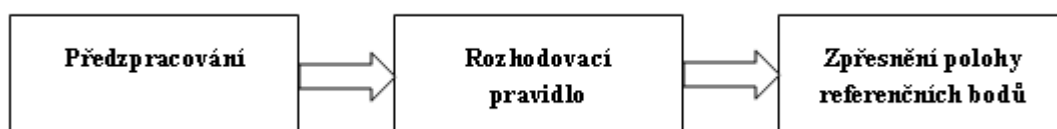
K detekci kmitu R se využívá detekce celého komplexu QRS v EKG signálu. Jedná se o nutnost při zpracování celého signálu EKG, neboť komplex QRS se považuje za základ stanovení R-R intervalů, ze kterých se dále odvozuje velmi důležitá tepová frekvence. Komplex QRS se vyskytuje ve frekvenční oblasti 8-22 Hz. Na Obrázku 6 jsou vyznačena výkonová spektra jednotlivých složek EKG signálu. [6, 12]



Obrázek 6 Spektrum EKG signálu

7.1. Obecné schéma

Při detekci komplexu QRS se vždy vychází z obecného schématu:



Obrázek 7 Obecné schéma detekce komplexu QRS [7]

Předzpracování

V tomto kroku jde o odfiltrování nežádoucího signálu v podobě námi nevyužitého zbytku EKG signálu (vlna P a T) a zároveň i driftu, síťového brumu a myopotenciálů. Tento krok je většinou vyřešen pásmovou propustí v rozsahu 10-20 Hz. Šum se vyskytuje ojediněle v podobě náhodných artefaktů nebo pravidelně u zátěžového EKG. Následně nastávají úpravy v podobě zesílení signálu umocněním a dále pak filtrací dle zvolené metody.

Rozhodovací pravidlo

Rozhodovací pravidlo udává soubor kritérií, který signál musí splnit, aby byl vybrán jako hledaná oblast, tedy vlna R. Tyto pravidla se liší podle různých metod detekce.

Mezi základní rozhodovací prahy patří:

- Učební fáze
- První práh na 40% maxima, další práh na 40% od posledního maxima.
- Pokud jsou dva extrémy od sebe vzdáleny méně než 200 ms, ponechá se pouze větší z extrémů.
- Je-li vzdálenost dvou extrémů v rozmezí 200 ms až 300 ms, je pouze první extrém považován za nový komplex QRS, pokud hodnota druhého extrému leží v rozsahu $\pm 40\%$ hodnoty prvního.
- Je-li vzdálenost dvou extrémů v rozmezí 200 ms až 300 ms a 60 % hodnoty druhého extrému je větší než hodnota prvního extrému, vyloučí se první extrém.
- Pokud se v intervalu rovném 1,66násobku předchozího R-R intervalu nevyskytne extrém překračující hranici detekce, je za nový komplex QRS považován největší extrém v tomto intervalu.

Po detekci QRS komplexu musíme také uvažovat tzv. refrakterní dobu, která trvá přibližně 0,15 s. V tomto časovém rozpětí se totiž neočekává další QRS komplex. Po refrakterní fázi práh klesá až po jistou mez. Pokud po 1,66 násobku předchozího R-R intervalu nelze nalézt komplex QRS, dochází ke zpětnému testování (v opačném směru) menšího prahu.

Souhrnně celý postup označujeme za adaptivní prahové kritérium.

Zpřesnění polohy referenčních bodů

Jde o nalezení středu mezi průchody prahu a extrému v kmitu R. [6, 7, 12]

7.2. Algoritmy detekce R vlny

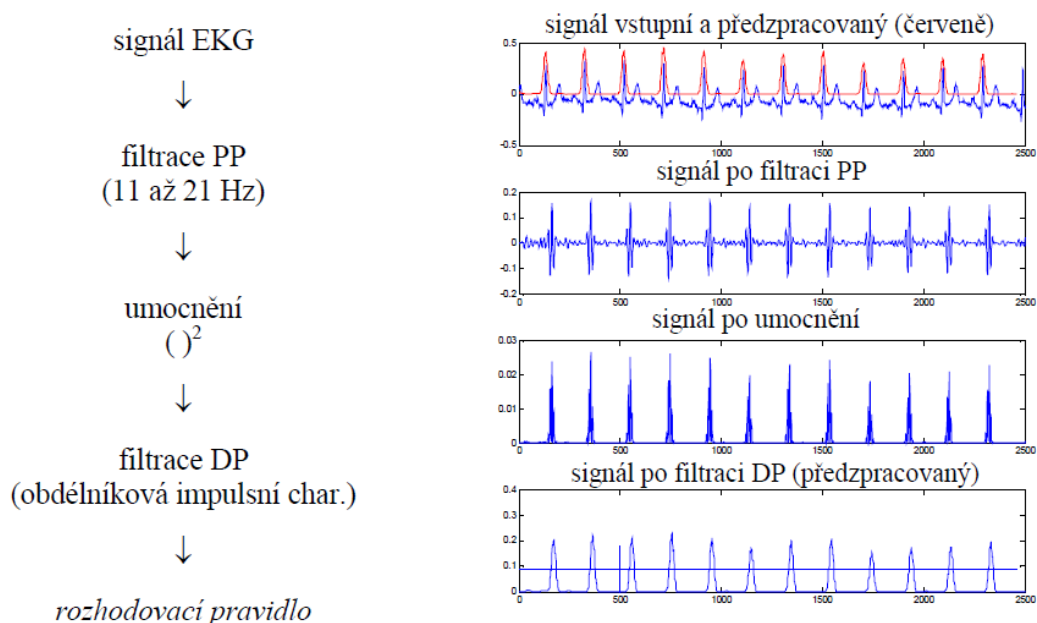
7.2.1. Detekce založená na umocnění signálu

Komplex QRS se nachází v pásmu 8-22 Hz s maximem mezi 10-15Hz [19]. Proto je nutné, aby byly ostatní neužitečné složky signálu odstraněny. Za neužitečné složky pro detekci R vlny se považují vlny P a T, jež lze v tomto případě potlačit.

V prvním bloku na Obrázek 8 se použije filtr typu pásmová propust s šířkou pásma 8-22Hz. Takto filtrovaný signál se dále umocní, čímž se zřetelně zvýrazní oblast výskytu komplexu QRS. Změní se totiž polarita záporných kmitů a u kladných dojde k jejich zvýšení.

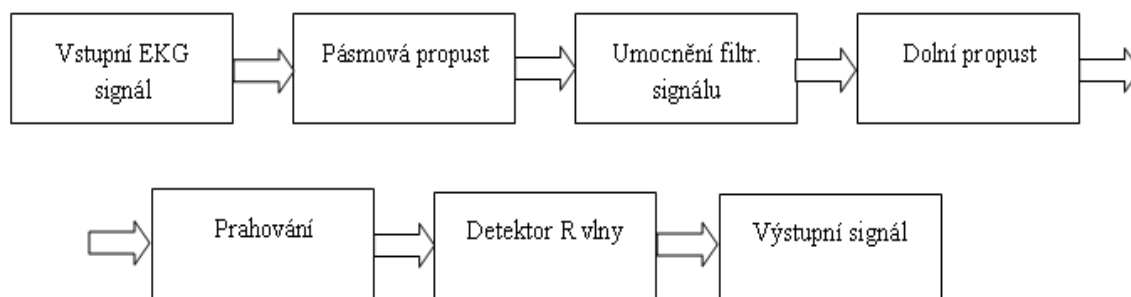
Následně se pomocí dolní propusti s obdélníkovou impulzní charakteristikou signál vyhladí a vznikne jeden plynulý peak (špička). V prahovacím bloku se zvolí hodnota, která

bude po překročení detekovat námi požadovanou R vlnu. Velikost prahu se obvykle nastavuje na 40% [7] maxima určeného v učební fázi při detekci QRS komplexu. Poslední blok obsahuje detektor R vlny, kde se provádějí operace na výstupní signál. [7]



Obrázek 8 Detekce komplexu QRS založená na filtraci, umocnění a následném vyhlazení signálu [7]

Na Obrázku 9 je navrženo blokové schéma pro detekci R vlny umocněním filtrovaného signálu.



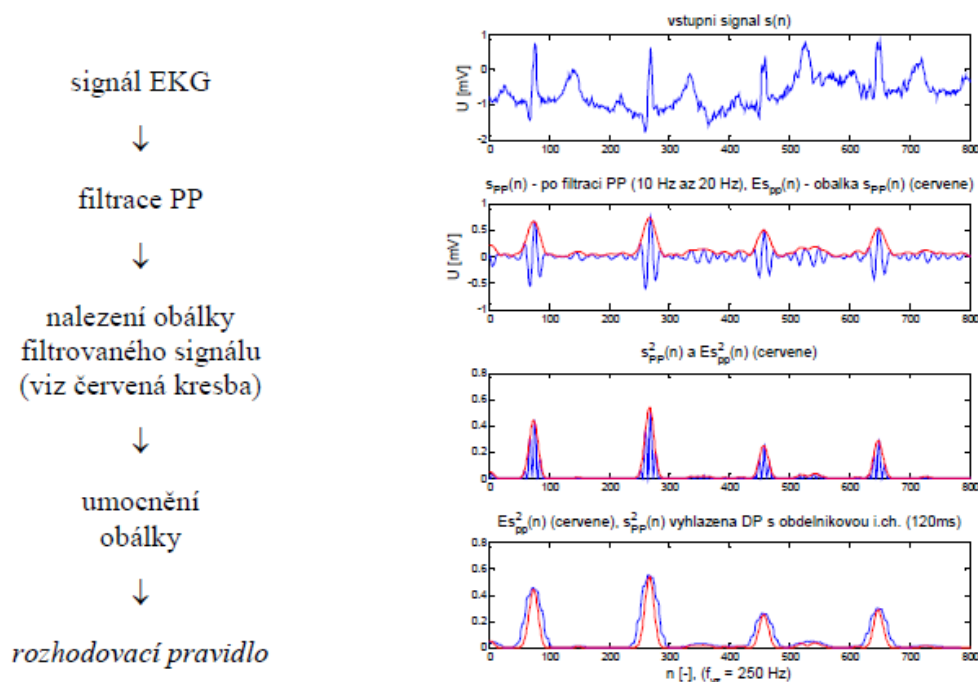
Obrázek 9 Blokové schéma detektoru R vlny založené na umocnění signálu

7.2.2. Detekce založená na obálce filtrovaného signálu

Tato metoda se liší od předchozí metody zásadním způsobem. Pro detekci nevyužívá časovou oblast signálu, nýbrž frekvenční. Výsledkem je tzv. obálka signálu zřetelná na Obrázek 10, která je definována jako absolutní hodnota analytického signálu.

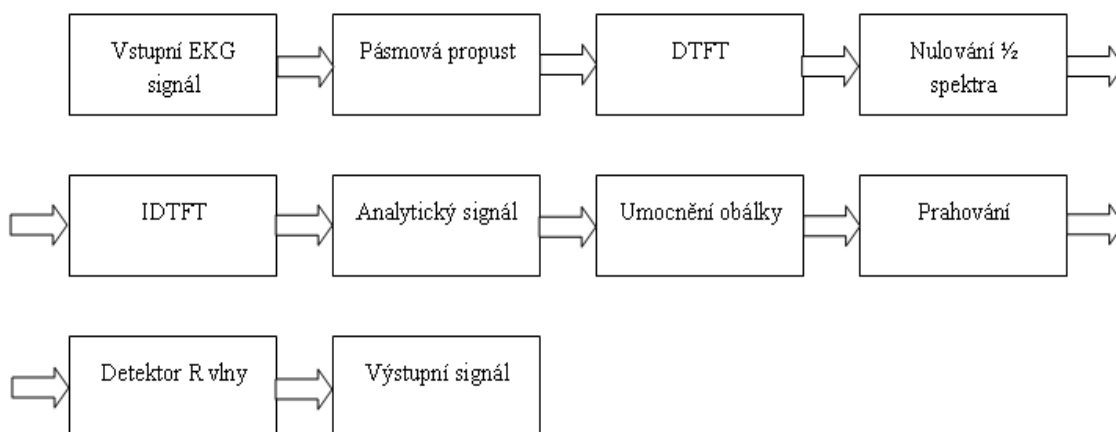
Tento signál získáme tak, že původní signál převedeme do jeho frekvenční oblasti pomocí diskrétní Fourierovy transformace (DTFT) a tím získáme spektrum signálu. V dalším kroku vynulujeme polovinu tohoto spektra v pásmu $f \in (f_{vz}/2, f_{vz})$. Inverzní diskrétní

Fourierovou transformací (IDFT) se signál převede zpět do časové oblasti a tím dostaneme požadovaný signál analytický. Takto získaný signál náleží do komplexní roviny a z původního reálného signálu jsme jej získali právě vynulováním poloviny spektra. Modulem analytického signálu je požadovaná obálka, díky které pak detekujeme R vlnu. [7]



Obrázek 10 Detekce komplexu QRS vycházející z výpočtu obálky filtrovaného signálu [7]

Schéma pro detekci R vlny metodou detekce obálky obsahuje blok pro vstupní EKG signál, filtraci pásmovou propustí; dále bloky realizující DTFT, nulování poloviny spektra a IDTFT. Následuje blok pro výstup analytického signálu (obálka). Další bloky jdou stejně jako u metody detekce R vlny založené na umocnění filtrovaného signálu (viz Obrázek 11).



Obrázek 11 Blokové schéma detektoru R vlny založené na obálce filtrovaného signálu

7.2.3. Vlnková transformace

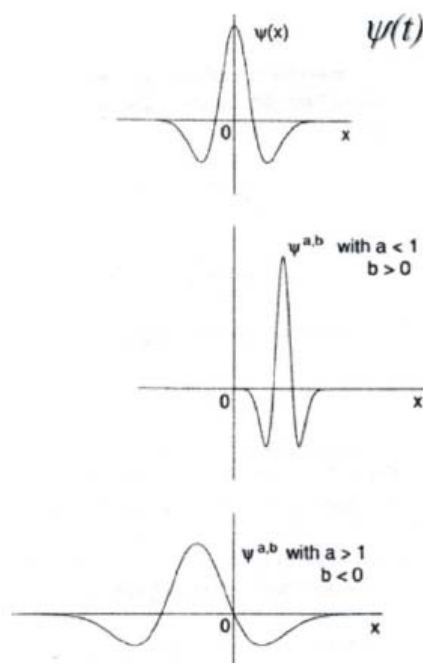
Vlnková transformace uvedená v Rovnici 1 pracuje se spojitým časem a je definována jako časově-frekvenční rozklad, který lze vyložit jako korelaci signálu $x(t)$ s funkcemi (vlnkami) odvozenými z obecně komplexní mateřské vlnky $\psi(t)$.

$$y(a,b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi \left(\frac{t-b}{a} \right) dt$$

Rovnice 1 Vlnková transformace [8]

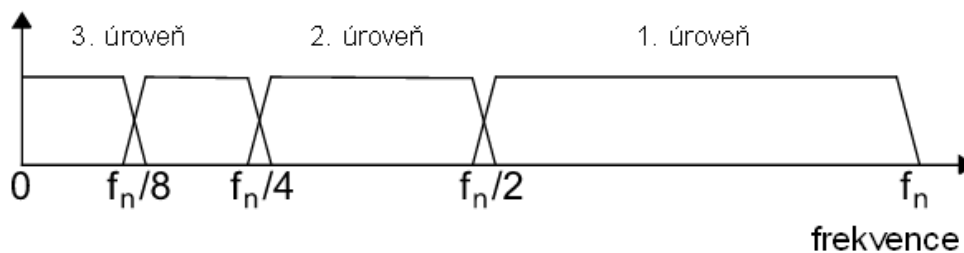
Funkce $\psi(t)$ tvarem připomíná vlnku a její kritérium je, že musí mít nulovou střední hodnotu. Symbol $*$ značí komplexně sdruženou funkci, protože obecně mohou být vlnky komplexní. Výsledná funkce $y(a,b)$, stejně jako jednotlivé vlnky $\psi_{a,b}(t)$, je popsána dvěma (spojitě proměnnými) parametry: časovým posunutím b a dilatací a , která určuje frekvenční spektrum příslušné vlnky (konstanta \sqrt{a} normalizuje energii jednotlivých vlnek).

Běžné typy vlnek jsou navrženy jako rychle oscilující funkce krátkého časového trvání, jež umožňují selektovat lokální detaily na průběhu signálu (viz Obrázek 12). Vlnky tedy zprostředkují odezvu na pouze určité „vysokofrekvenční“ složky signálu. Takový popis signálu je vhodnější než klasická spektra, protože poskytuje dobrou aproximaci signálu s pouze malým počtem spektrálních členů. Z toho můžeme vyvodit, že vlnková transformace je pro detekci QRS komplexu výhodná, neboť samotný QRS komplex představuje právě vysokofrekvenční složku signálu. [7, 8, 12]



Obrázek 12 Příklady vlnek, nahoře - mateřská vlnka, uprostřed a dole - odvozené vlnky [8]

Detekce R vlny pomocí vlnkové transformace je založená na rozkladu signálu bankou filtrů s diskretním časem (tzv. dyadická vlnková transformace). Signál je rozložen na pásma, která jsou vyjádřena v relativních kmitočtech f/f_{vz} : $1/2$ až $1/4$, $1/4$ až $1/8$, $1/8$ až $1/16$ (viz Obrázek 13).



Obrázek 13 Rozdělení signálu na pásma [8]

Nejdříve se signál rozdělí na určité úseky. Podmínkou je, aby každý úsek obsahoval přinejmenším jeden komplex QRS. Z toho vyplývá, že délka úseku bude cca 2 s. Dále se v každém úseku stanoví práh, který odpovídá 60% maxima absolutní hodnoty. Poté se sledují dvě sousední pásma. Vyskytnou-li se v těchto pásmech nadprahové hodnoty ve stejné lokalitě, tak tato lokalita odpovídá za výskyt komplexu QRS. [7]

7.2.4. Tepová frekvence:

K výpočtu tepové frekvence srdce je nejprve nutné detekovat jednotlivé srdeční cykly EKG signálu, které odpovídají R vlnám. Tepová frekvence se poté vypočítá jako časová vzdálenost mezi dvěma R vlnami, tzv. R-R interval.

V prahovacím bloku je signál prahován s nastavenou rozhodovací úrovní na velikost 40% maximální hodnoty signálu. Na výstupu se objeví logická jednička, pokud je aktuální hodnota zpracovaného vzorku menší než u předchozího. Tím jsou právě detekovány špičky všech R vln obsažených v daném signálu.

Výstup z detektoru R vlny nám udá značku, která odpovídá času detekce R vlny. Hodnotu časového R-R intervalu poté zjistíme změřením času mezi jednotlivými značkami. Z tohoto času lze pak spočítat okamžitou nebo průměrnou hodnotu tepové frekvence.

8. Realizace kardiostimulátoru v LabVIEW

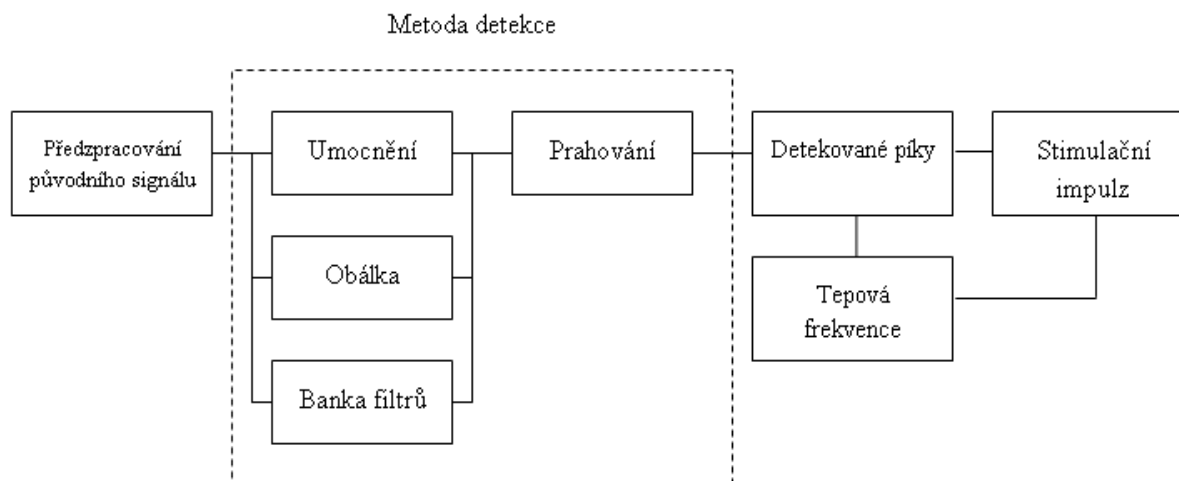
Kardiostimulátor „On demand“ je navržen v programovém prostředí LabVIEW. Program LabVIEW je nástroj virtuální instrumentace sloužící k programování systémů pro měření a analýzu signálů, k řízení a vizualizaci technologických procesů či k programování robotů.

Uživatelské rozhraní je rozděleno na čelní panel (angl. *Front panel*) a blokový diagram (angl. *Block diagram*). Čelní panel tvoří a určuje vzhled dané aplikace. Pomocí indikačních a ovládacích prvků lze zadávat parametry a tím získat informace o zpracovaných výsledcích. Jednotlivé objekty je také možné upravovat a měnit podle vlastních kritérií. Blokový diagram slouží jako zdrojový kód, kde se definuje algoritmus programu a propojují se prvky z čelního panelu a zadané parametry.

LabVIEW umožňuje spojení programových (software) a technických (hardware) prostředků. [10]

8.1. Programová koncepce kardiostimulátoru:

Softwarové řešení celého programu pro realizaci kardiostimulátoru vychází z návrhu obecného blokového schématu kardiostimulátoru typu „On demand“ a je založeno na detekcích R vlny (Obrázek 14). Jednotlivé bloky pro zpracování EKG signálu s následnou detekcí R vlny se liší podle zvolené metody. Zbývající bloky plní stejnou funkci u všech tří typů kardiostimulátorů.



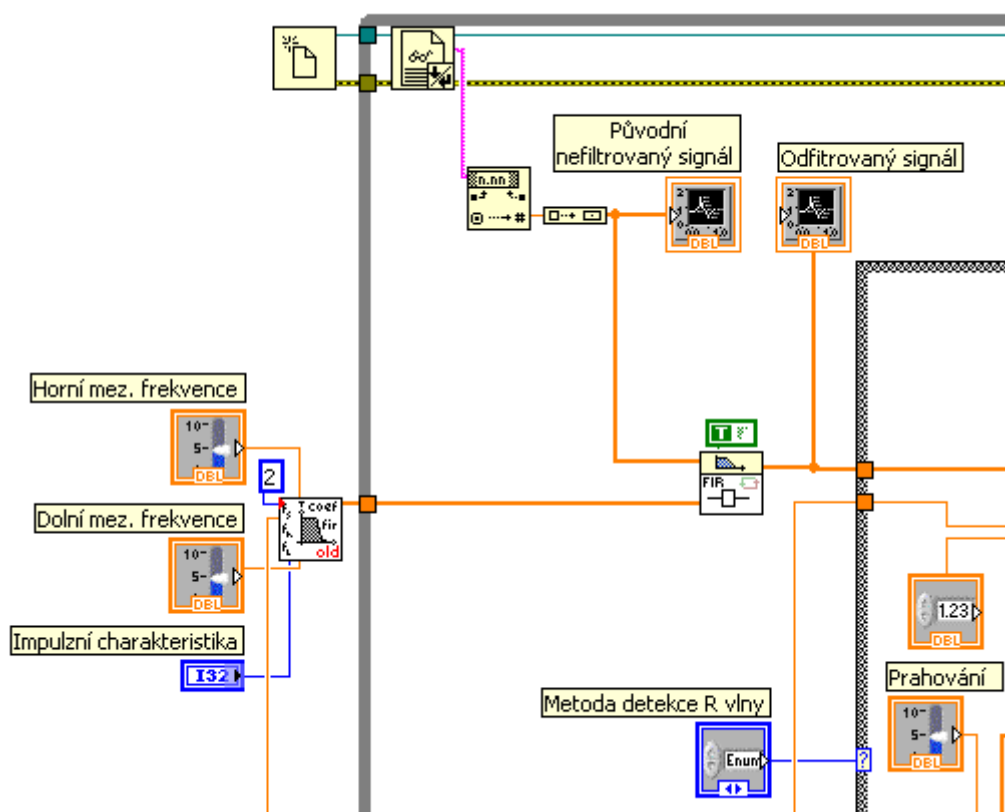
Obrázek 14 Blokové schéma kardiostimulátoru „On demand“

8.1.1. Předzpracování původního signálu

EKG signál nelze zpracovat v programu LabVIEW přímo, je uložen zvlášť v datovém souboru. Je nutné jej v LabVIEW předzpracovat, otevřít a načíst pomocí příslušných funkcí („Open/Create/Replace File“ a „Read from Text File „) do programu. Celý proces je realizován ve smyčce „While Loop“, která ukončí proces po uplynutí celého signálu („Close

File“). V dalším bloku se veškerá data musí převést z daných znaků na čísla („*Fract/Exp String To Numer*“) a poté z těchto skalárních elementů na pole („*Build Array*“), jenž má vektorový charakter. Převedený EKG signál se vygeneruje do grafu („*Waveform Chart*“) pro lepší srovnání s následným filtrovaným signálem a poté detekovanými R vlnami.

EKG signál je připraven pro další zpracování, ale není zbaven artefaktů, jako jsou například myopotenciály a síťový brum. Zmíněné nežádoucí složky jsou potlačeny spolu s dalšími neúčinnými složkami signálu (P vlna, T vlna) pomocí FIR filtru, který byl vybrán na základě stability a konečné impulzní charakteristiky. U tohoto typu filtru se musí nastavit koeficienty. Pevně dána je vzorkovací frekvence s hodnotou $f_{vz} = 250$ Hz a pásmová zadrž, již lze regulovat horní a dolní mezní frekvence. Hodnota vzorkovací frekvence byla zvolena na základě Nyquistova teorému. Ten říká, že vzorkovací frekvence se volí dvakrát větší, než je maximální požadovaná přenášená frekvence daného signálu. Velikost EKG signálu tedy odpovídá frekvenci $f = 125$ Hz. Impulzní charakteristika filtru nabývá vždy lichých hodnot od jedné do jedenácti (viz Obrázek 15)



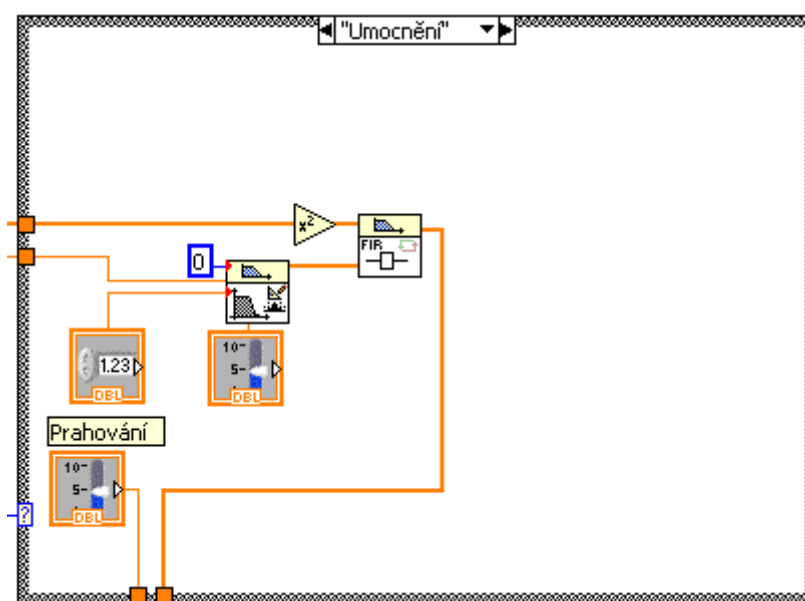
Obrázek 15 Předzpracování původního originálního EKG signálu v LabVIEW

Výstup vyfiltrovaného EKG signálu se přivede na vstup smyčky „*Case Structure*“. Tato programová struktura je použita za účelem volby mezi jednotlivými typy detekce R vlny.

8.1.2. Metody detekce R vlny

Umocnění signálu

Signál se pomocí matematického operátoru „*Square*“ umocní na druhou, čímž dojde k požadovanému zvýraznění R vlny. Dále je prohnán filtrem FIR typu dolní propust, aby došlo k optimálnímu vyhlazení pozůstalých nežádoucích složek z předchozí filtrace (viz Obrázek 16). Filtr má nastavitelnou impulzní charakteristiku a dolní mezní frekvenci, vzorkovací frekvence je opět $f_{vz} = 250$ Hz. Průběh signálu se po průchodu detektorem vykreslí do grafu.

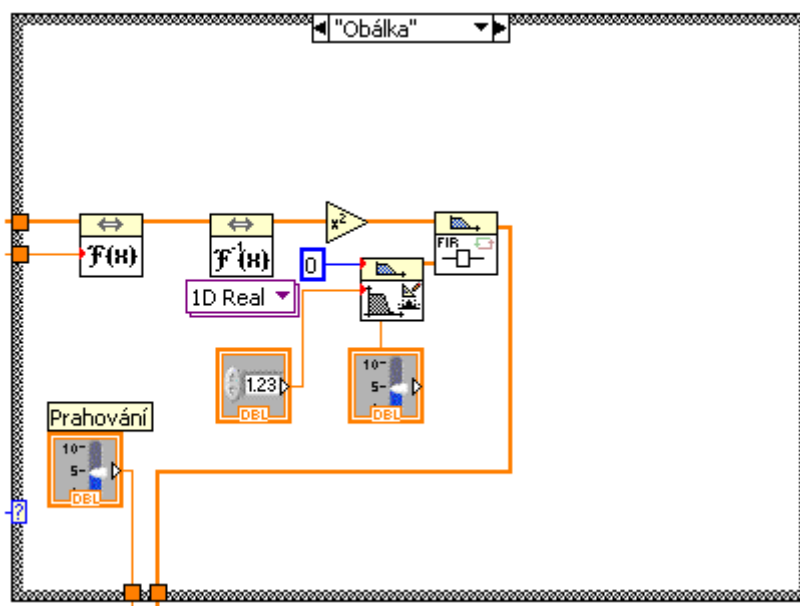


Obrázek 16 Realizace detekce R vlny v LabVIEW pomocí umocněného signálu

Obálka filtrovaného signálu

Filtrovaný EKG signál je poslán na vstup do smyčky. Zde (viz Obrázek 17) se funkcí „*FFT*“ provede diskrétní Fourierova transformace, která převede signál do frekvenční oblasti, kde se vynuluje polovina spektra a vyfiltruje jen frekvenční pásmo 12-15 Hz odpovídající výskytu QRS komplexu.

Zpětnou diskrétní Fourierovou transformací („*Inverse FFT*“) se získá potřebný analytický signál. Opět se umocní pro lepší zvýraznění R vlny a filtruje FIR filtrem s dolní propustí kvůli potlačení nežádoucích složek, jako tomu bylo u předchozí metody. Výsledný vyfiltrovaný EKG signál s R vlnami vychází ze smyčky na další zpracování.



Obrázek 17 Realizace detekce R vlny v LabVIEW pomocí obálky filtrovaného signálu

Banka filtrů

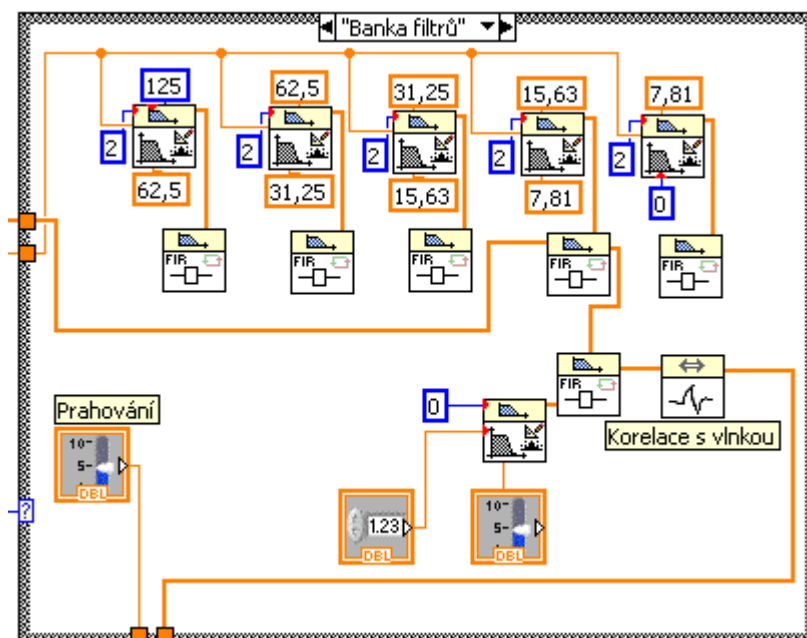
Metoda detekce R vlny založená na rozkladu signálu bankou filtrů zastupuje realizaci vlnkové transformace. Ve smyčce je vytvořena banka FIR filtrů typu pásmové propusti. Hodnoty propustných pásem byly stanoveny na základě pravděpodobnosti výskytu QRS komplexu ve frekvenční oblasti.

Hodnoty pásmových propustí vznikly podělením frekvence dvěma. Za výchozí hodnotu této frekvence se považuje maximální hodnota EKG signálu (125 Hz). Dělení se provádí tak dlouho, dokud nejsou nalezeny hodnoty pásmové propusti, v níž je očekáván výskyt komplexu QRS (viz Tabulka 2).

Tabulka 2 Rozdělení pásem pro banku filtrů

| Dělení pásem | Horní mezní frekvence [Hz] | Dolní mezní frekvence [Hz] |
|--------------|----------------------------|----------------------------|
| 2. pásmo | 125 | 62,5 |
| 3. pásmo | 62,5 | 31,25 |
| 4. pásmo | 31,25 | 15,63 |
| 5. pásmo | 15,63 | 7,81 |
| 6. pásmo | 7,81 | 0 |

Z dělení pásem v Tabulce 2 lze poté jednoduše určit, v jakém pásmu se bude komplex QRS nacházet. Vstupní EKG signál ze smyčky se připojí na vstup FIR filtru s pásmovou propustí 7,81-15,63 Hz a provede se filtrace. Zbylá pásma lze v tomto případě nechat „mrtvá“ (nepřipojená). Nejsou potřebná, neboť se zde QRS komplex nevyskytuje, a slouží jen pro ukázkou. V následujícím kroku je výstupní signál filtrován ještě dolní propustí a korelován s vlnkou, tím se dokončí samotná detekce R vlny (viz Obrázek 18).



Obrázek 18 Realizace detekce R vlny v LabVIEW pomocí banky filtrů

Filtrovaný EKG signál s R vlnami vystupuje ze smyčky a je vykreslen do grafu („Waveform Chart“). Jelikož je každá ze tří metod založena na jiném způsobu detekce, tak se liší i vykreslený filtrovaný signál a tento graf nám umožňuje porovnat a zjistit odlišnosti jednotlivých detekcí.

8.1.3. Prahování

Prahovací blok je realizován v LabVIEW numerickým indikátorem „Vertical Pointer Slide“ a je umístěn ve smyčce „Case Structure“. Zde si uživatel nastaví podle dané metody hodnotu prahu, která je vyslána ze smyčky do matematického operátoru „Greater?“ (porovnává velikost signálu x a prahu y). Překročí-li signál hodnotu prahu, vstoupí do dalšího operátoru „Or Array Elements“, který již generuje jen binární signál, čili logická nula nebo jedna. Při výstupu logické jedničky se aktivuje dioda sloužící jako zobrazení detekce R vlny. Pokud je výstupem logická nula, R vlna nepřekročila zvolený práh a není detekována.

Rozsahy prahů byly u daných metod stanoveny empiricky. Vycházelo se nejdříve z teoretických předpokladů při popisu jednotlivých metod detekcí. Poté se v programu provedla řada měření, a tak se našel optimální rozsah. Vymezení rozsahu tímto způsobem se nejvíce uplatnilo u detekce založené na obálce filtrovaného signálu.

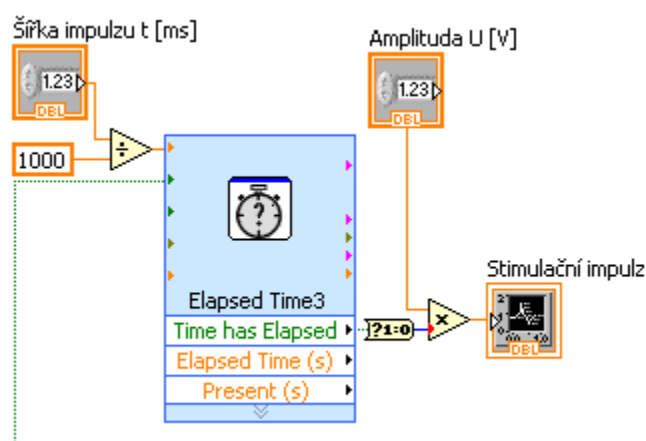
Pozn.: Realizace detekce R vlny pomocí banky filtrů v LabVIEW byla sice provedena, ale ukázala se jako nefunkční. Verze programu 8.2, v níž byl kardiostimulátor navržen, totiž

neobsahuje bloky pro vlnkovou transformaci. Funkční vlnková transformace je až ve verzi 9, kterou však studenti nemají k dispozici.

8.1.4. Stimulační impuls

Blok stimulačního impulsu se skládá z několika komponentů znázorněných na Obrázek 19. Impulzy jsou generovány na základě předchozí detekce R vlny. Zde hraje důležitou roli konvertor „Not“. Pracuje opět na základě binárního kódu. Přejde-li proto na vstup logická jednička, výstupem je její negace – logická nula, již není indikován stimulační impuls, protože R vlny následují v pravidelných cyklech za sebou bez jakýchkoli odchylek ovlivňujících srdeční cyklus.

Ve druhém případě dojde ke stimulačnímu impulsu. Na vstupu se totiž objeví logická nula, která vyjadřuje absenci R vlny a tedy poruchu v srdečním cyklu. Negace nuly je vyhodnocena logickou jedničkou přímo indikující stimulační impuls. Tento datový přenos je připojen na vstup bloku „Elapsed Time“. Parametr šířky stimulačního impulsu si uživatel může nastavit podle potřeby v rozsahu 0,5 ms až 1,55 ms a velikost amplitudy od 0,8 V do 5,1 V.



Obrázek 19 Realizace stimulačního impulsu v LabVIEW

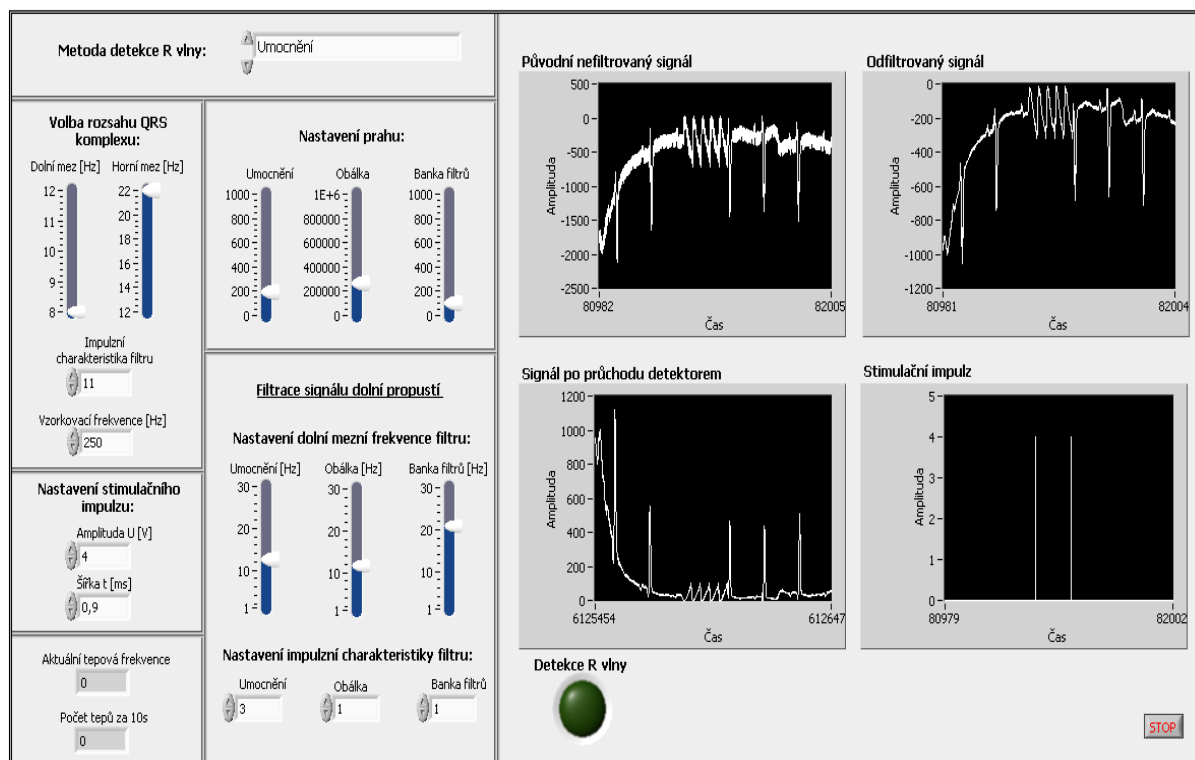
Impulzy jsou zaznamenány do grafu pro srovnání s původním EKG signálem a vyfiltrovanými R vlnami. Tím pádem je přesně znázorněna porucha srdečního rytmu nahrazená nahrazena stimulačním impulzem.

Indikace stimulačních impulsů je také přímo ovlivněna tepovou frekvencí. Kardiostimulátor pracuje s detekovanými R vlnami a z nich vyhodnocuje tepovou frekvenci. Poté sleduje její průběh a předem stanovenou hranici, po jejímž překročení vyšle pokyn ke stimulačnímu impulsu. Hranicí se myslí procentuální odchylka v rozmezí $\pm 10\%$ od tepové frekvence, která je u typu „On demand“ důležitým parametrem.

8.2. Uživatelské prostředí kardiostimulátoru

Uživatelské prostředí (viz Obrázek 20) kardiostimulátoru „On demand“ obsahuje řadu nastavitelných prvků a je koncipována tak, aby se v ní uživatel orientoval rychle a bez problémů. Program je uspořádán do dvou částí s přehledně oddělenými aplikacemi. Nalevo jsou zobrazeny veškeré nastavitelné parametry. Uživatel si nejprve vybere metodu, pomocí které chce detekovat R vlnu. V dalším bodě si určí posuvným ukazatelem velikost QRS komplexu v rozsahu frekvencí 8 Hz až 12 Hz u dolní meze a 12Hz až 22 Hz u horní meze s přesností 0,05 Hz. Pod těmito indikátory lze zvolit hodnotu impulzní charakteristiky (1-11) a je zde znázorněna i vzorkovací frekvence pásmové propusti (250Hz). Následují dvě okna s volbou velikosti prahů pro každou metodu detekce a možnost nastavení dolní mezní frekvence a opět impulzní charakteristiky u filtru typu dolní propust. Poslední důležitou aplikací je vlastní stimulační impuls, u kterého je nutné nadefinovat amplitudu (0,8 V až 5 V) a šířku (0,5 ms až 1,55 ms). (Pozn. Pro optimální řešení kardiostimulátoru se zde nachází i ukazatel znázorňující aktuální tepovou frekvenci a počet tepů za deset sekund. Realizace tepové frekvence však nebyla provedena. Návrh pro realizaci je určen pro případné dokončení).

Průběhy všech zpracovaných EKG signálů jsou vykresleny do grafů v pravé části vizuálního rozhraní kardiostimulátoru. Graf s názvem „*Původní nefiltrovaný signál*“ zobrazuje originální EKG signál s výskytem možných artefaktů a poruch srdečního cyklu, jenž je následně filtrován, a jeho průběh je znázorněn pro srovnání před a po filtraci do druhého grafu („*Odfiltrovaný signál*“). Ve třetím grafu („*Signál po průchodu detektorem*“) jsou již vyobrazeny R vlny propuštěné z EKG signálu pomocí předem zvolené metody detekce. Na základě detekovaných R vln a zvolené hodnoty prahu vyhodnocuje program stimulační impulzy, jejichž průběh běží v posledním čtvrtém grafu pojmenovaném „*Stimulační impuls*“. Na zmíněném principu funguje i dioda umístěná dole pod grafy, která signalizuje detekované R vlny zablikáním po překročení prahu. Všechny grafy mají shodné osy, kde osa x vyjadřuje čas a osa y amplitudu EKG signálu a stimulačního signálu.

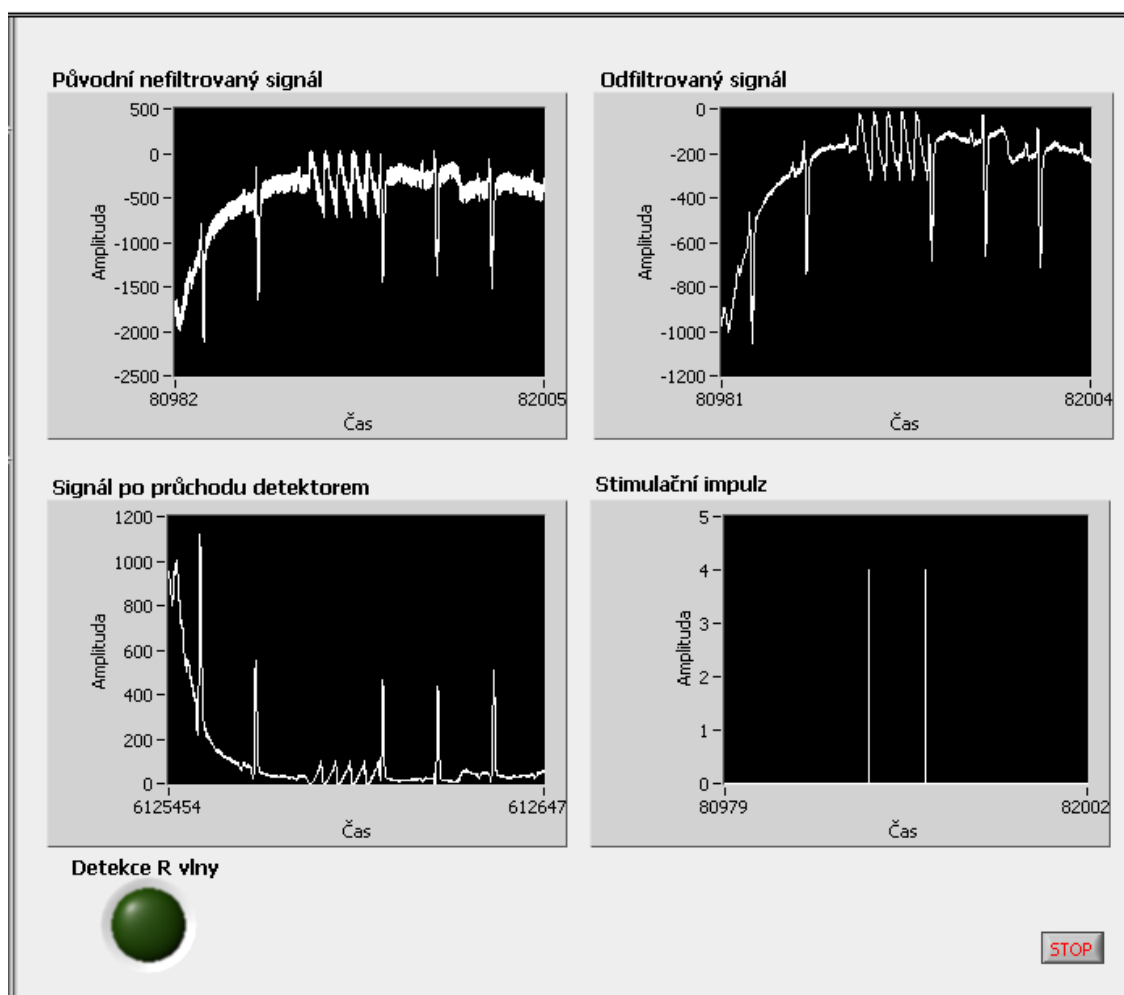


Obrázek 20 Ukázka uživatelského prostředí kardiostimulátoru „On demand“ v programu LabVIEW

9. Porovnání metod detekce R vlny

Za spolehlivou funkci kardiostimulátoru stojí špičková detekce R vlny, na jejímž principu je typ „On demand“ konstruován. Proto je vhodné porovnat zvolené detekce R vlny na různých testovacích záznamech EKG a stanovit, která metoda se jeví jako optimální pro funkci kardiostimulátoru. KS počítá R vlny a vyhodnocuje tepovou frekvenci, pomocí níž vysílá potřebné stimulační impulzy při poruše převodního systému srdce. Je-li EKG signál špatně zpracován a R vlna nesprávně detekována nebo nezaznamenána, tak kardiostimulátor neplní svoji primární úlohu a je bezpodmínečně nutné závadu co nejdříve odstranit a vyřešit.

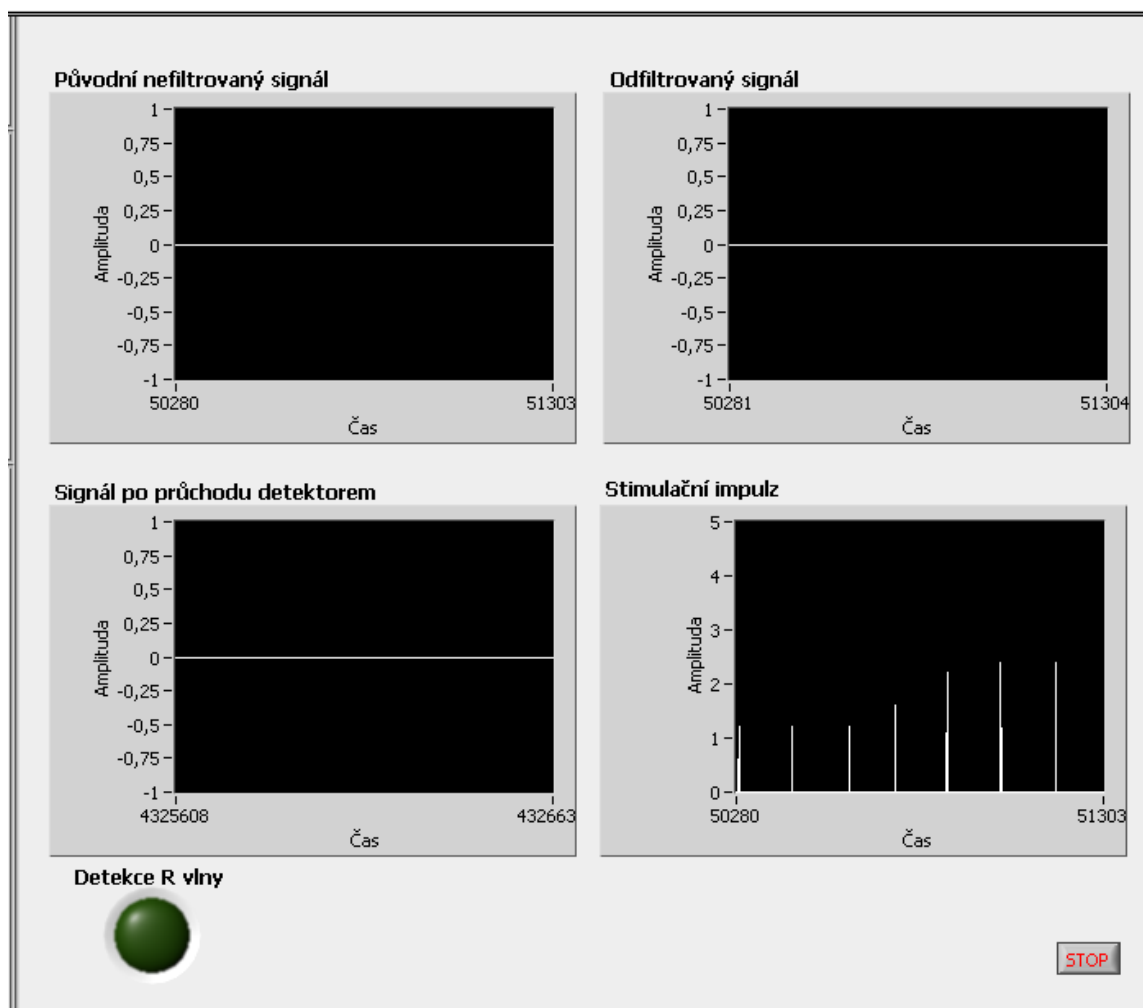
Z provedených měření a zpracovaných záznamů se jeví jako nejúčinnější a nejspolehlivější KS, jehož metoda detekce R vlny je založena na umocnění filtrovaného signálu. Z Obrázku 21 je zřejmé, že kardiostimulátor funguje správně dle zadaných požadavků a vysílá stimulační impulzy jen v případě výpadku R vlny.



Obrázek 21 Stimulační impulzy založené na detekci R vlny pomocí umocnění signálu

Spolehlivost metody byla ověřena i pokusným měřením, kdy byl na vstup přiveden signál o nulové hodnotě. Detektor správně vyhodnotil absenci R vln a kardiostimulátor tak vysílal pravidelně se opakující stimulační impulzy a pro názornou ukázkou byla změněna jejich amplituda (viz Obrázek 22).

Naopak za nejméně vhodnou metodu detekce R vlny způsobující chybnou funkci kardiostimulátoru je zcela jasně považována vlnková transformace. Při návrhu a následné realizaci se vyskytlo několik problémů, které nebylo možné odstranit a vyřešit. Program správně provedl první filtraci EKG signálu, ale samotná detekce R vln se již nezdařila. Stimulační impulzy sice byla vykonávána na základě chybějících R vln, pokud by takto však pracoval reálný kardiostimulátor, byl by vážně ohrožen život pacienta.



Obrázek 22 Stimulační impulzy bez vyhodnocených R vln

Závěr

Cílem této práce bylo zjistit a popsat základní principy funkce kardiostimulátorů se zaměřením na typ „On demand“. Dále provést detekci R vlny podle vybraných metod a na jejich základě navrhnout obecné blokové schéma kardiostimulátoru, které sloužilo jako výchozí bod pro vytvoření virtuálního přístroje v programovém prostředí LabVIEW.

V teoretické části jsem se soustředila na činnost převodního srdečního cyklu a jeho možné poruchy a uvedla jsem, kdy je možné kardiostimulátor indikovat a za jakých okolností je jeho použití sporné. Poté jsem podrobně rozepsala typy kardiostimulace a rozdělení kardiostimulátorů dle různých kritérií. Jedna samostatná kapitola je věnována kardiostimulátoru „On demand“.

Dalším bodem práce byly algoritmy detekce R vlny. Vybrala jsem si tři různé způsoby detekce a popsala je v jednotlivých podkapitolách. Jedná se o metody detekce založené na umocnění signálu, obálce filtrovaného signálu a na vlnkové transformaci. Pomocí těchto metod jsem stvořila blokové schéma kardiostimulátoru pro následnou realizaci v LabVIEW.

Realizace kardiostimulátoru v LabVIEW byla provedena podle navrženého blokového schématu. Program generuje stimulační impulzy na základě detekovaných R vln pomocí zmíněných metod. Bohužel jsem nebyla schopna provést kompletní detekci R vlny na základě vlnkové transformace, neboť dostupná verze LabVIEW pro studenty tyto funkce neumožňuje. Kardiostimulátor sice vysílá stimulační impulzy, ale na základě chybné detekce R vln. Je nutné poznamenat, že neplní svou primární úlohu a je tím pádem pro další účely nepoužitelný.

Vytvořený kardiostimulátor měl také generovat stimulační impulzy na základě tepové frekvence. Při realizaci se však vyskytly problémy, které jsem bohužel nebyla schopna vyřešit. Tepová frekvence proto není v programu dotažena do konce a tím pádem je funkce kardiostimulátoru odkázána jen na princip detekce R vln.

Virtuální kardiostimulátor pracuje na principu detekce R vlny pomocí umocněného signálu a obálky filtrovaného signálu. Uživatel si může v grafickém rozhraní přístroje nastavovat různé parametry, ovlivňující samotnou detekci R vlny a tím pádem i stimulační impulzy.

Seznam použité literatury

- [1] *Cylos DR-T* [online]. [cit. 2009-12-28]. Dostupné z: <<http://www.biotronik.com/cz>>.
- [2] *Elektrická kardiostimulace* [online]. [cit. 2010-05-25]. Dostupné z: <<http://www.detipanireditelky.net>>
- [3] HAMAN, P.: *Výukový web EKG* [online]. Poslední aktualizace 2.3.2006 [cit. 2009-12-15]. Dostupné z: <<http://www.ekg.kvalitne.cz>>.
- [4] HAMPTON, R. J.: *EKG stručně, jasně, přehledně*. 2. vydání. Praha: Grada Publishing a.s., 2005. 152 s. ISBN 80-247-0960-0
- [5] KHAN, M. G.: *EKG a jeho hodnocení*. Praha: Nakladatelství Grada Publishing a.s., 2005. 348s. ISBN: 80-247-0910-4
- [6] KOCIAN, O.: *Detekce komplexů QRS s využitím vlnkové transformace*: Diplomová práce. Brno: Vysoké učení v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2009. 53s.
- [7] KOZUMPLÍK, J.: *Analýza biologických signálů* [online]. [cit. 2009-12-15]. Dostupné z: <<http://www.dbme.feec.vutbr.cz/>>.
- [8] KOZUMPLÍK, J.: *Multitaktní systémy*. Elektronická skripta FEKT VUT v Brně, 2005. 59s.
- [9] KRÁLOVÁ, J., ve spolupráci s Ing. J. Chaloupkou: *Kardiostimulátory, defibrilátory*. Praha. 1994.
- [10] VLACH, J., HAVLÍČEK, J., VLACH, M.: *Začínáme s LabVIEW*. 1. vydání. Praha: BEN- technická literatura, 2008. 248 s. ISBN 978-80-7300-245-9
- [11] *Mikrosenzory a mikrosystémy v medicíně, Kardiostimulátory* [online]. Poslední aktualizace 2009-12-20 [cit. 2009-12-15]. Dostupné z: <<http://www.jaromir.tejkl.sweb.cz>>.
- [12] PRINC, M.: *Detekce a filtrace EKG signálu*: Bakalářská práce. Brno: Vysoké učení v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2008. 62s.
- [13] *Průběh EKG křivky* [online]. [cit. 2009-12-15]. Dostupné z: <<http://www.eamos.cz>>.
- [14] ROZMAN, J., a kolektiv: *Elektronické přístroje v lékařství*. 1. vydání. Praha: Nakladatelství Academia, 2006. 406 s. ISBN 80-200-1308-3

- [15] *Srdeční revoluce, srdeční akční potenciál, elektrická aktivita srdce, EKG* [online]. [cit. 2009-12-15]. Dostupné z: <<http://www.old.lf3.cuni.cz>>.
- [16] ŠTEJFA, M., a spolupracovníci: *Kardiologie*. Praha: Grada Publishing s.r.o., 1995. 557 s. ISBN 80-7169-110-0
- [17] WILHELM, Z.: *Stručný přehled fyziologie člověka pro bakalářské studijní programy*. Brno: Masarykova universita v Brně, 2005. ISBN 80-210-2837-8
- [18] *Základy EKG* [online]. [cit. 2009-12-16]. Dostupné z: <<http://portal.lf1.cuni.cz>>.
- [19] *Zásady pro implantace kardiostimulátorů, implantabilních kardioverterů-defibrilátorů a srdeční resynchronizační léčbu 2009* [online]. [cit. 2009-12-16]. Dostupné z: <<http://www.kardio-cz.cz>>.

Seznam použitých zkratek

A

| | |
|--|------------------------|
| AP - Akční potenciál | 11 |
| AV- Atrioventrikulární | 12, 15, 16, 18, 21, 22 |
| aVF - Označení unipolárního svodu levé nohy | 12 |
| aVL - Označení unipolárního svodu levé ruky | 12 |
| aVR - Označení unipolárního svodu pravé ruky | 12 |

E

| | |
|-------------------------------|----------------|
| EKG - Elektrokardiogram | 12, 13, 16, 25 |
|-------------------------------|----------------|

K

| | |
|------------------------------|------------|
| KS - Kardioestimulátor | 18, 20, 39 |
|------------------------------|------------|

S

| | |
|-------------------------|----------------|
| SA - Sinoatriální | 11, 15, 16, 18 |
|-------------------------|----------------|